




OATAO is an open access repository that collects the work of Toulouse researchers and makes it freely available over the web where possible

This is an author's version published in: <http://oatao.univ-toulouse.fr/> 25411

**To cite this version:**

Blaud, Emmanuelle . *Utilisation de l'impression 3D en médecine vétérinaire et applications possibles chez les animaux exotiques*.  
Thèse d'exercice, Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse – ENVT,  
2018, 195 p.

Any correspondence concerning this service should be sent  
to the repository administrator: [tech-oatao@listes-diff.inp-toulouse.fr](mailto:tech-oatao@listes-diff.inp-toulouse.fr)

ANNEE 2018 THESE : 2018 – TOU 3 – 4117

---

# UTILISATION DE L'IMPRESSION 3D EN MEDECINE VETERINAIRE ET APPLICATIONS POSSIBLES CHEZ LES ANIMAUX EXOTIQUES

---

THESE  
pour obtenir le grade de  
DOCTEUR VETERINAIRE

DIPLOME D'ETAT

*présentée et soutenue publiquement  
devant l'Université Paul-Sabatier de Toulouse*

*par*

**BLAUD Emmanuelle**  
Née, le 11 mai 1991 à PARIS (75)

---

**Directeur de thèse : M. Guillaume LE LOC'H**

---

## JURY

PRESIDENT :  
**M. Gérard CAMPISTRON**

Professeur à l'Université Paul-Sabatier de TOULOUSE

ASSESSEURS :  
**M. Guillaume LE LOC'H**  
**M. Giovanni MOGICATO**

Maître de Conférences à l'Ecole Nationale Vétérinaire de TOULOUSE  
Professeur à l'Ecole Nationale Vétérinaire de TOULOUSE



**Ministère de l'Agriculture et de l'Alimentation  
ECOLE NATIONALE VÉTÉRINAIRE DE TOULOUSE**

**Directrice** : **Madame Isabelle CHMITELIN**

**PROFESSEURS CLASSE EXCEPTIONNELLE**

Mme **CHASTANT-MAILLARD Sylvie**, *Pathologie de la Reproduction*  
M. **BOUSQUET-MELOU Alain**, *Physiologie et Thérapeutique*  
Mme **CLAUW Martine**, *Pharmacie-Toxicologie*  
M. **CONCORDET Didier**, *Mathématiques, Statistiques, Modélisation*  
M. **DELVERDIER Maxence**, *Anatomie Pathologique*  
M. **ENJALBERT Francis**, *Alimentation*  
M. **PETIT Claude**, *Pharmacie et Toxicologie*  
M. **SCHELCHER François**, *Pathologie médicale du Bétail et des Animaux de Basse-cour*

**PROFESSEURS 1° CLASSE**

M. **BAILLY Jean-Denis**, *Hygiène et Industrie des aliments*  
M. **BERTAGNOLI Stéphane**, *Pathologie infectieuse*  
M. **BERTHELOT Xavier**, *Pathologie de la Reproduction*  
M. **BRUGERE Hubert**, *Hygiène et Industrie des aliments d'Origine animale*  
Mme **CADIERGUES Marie-Christine**, *Dermatologie Vétérinaire*  
M. **DUCOS Alain**, *Zootecnie*  
M. **FOUCRAS Gilles**, *Pathologie des ruminants*  
Mme **GAYRARD-TROY Véronique**, *Physiologie de la Reproduction, Endocrinologie*  
M. **GUERIN Jean-Luc**, *Aviculture et pathologie aviaire*  
Mme **HAGEN-PICARD Nicole**, *Pathologie de la reproduction*  
M. **JACQUIET Philippe**, *Parasitologie et Maladies Parasitaires*  
M. **LEFEBVRE Hervé**, *Physiologie et Thérapeutique*  
M. **MEYER Gilles**, *Pathologie des ruminants*  
M. **SANS Pierre**, *Productions animales*  
Mme **TRUMEL Catherine**, *Biologie Médicale Animale et Comparée*

**PROFESSEURS 2° CLASSE**

Mme **BOULLIER Séverine**, *Immunologie générale et médicale*  
Mme **BOURGES-ABELLA Nathalie**, *Histologie, Anatomie pathologique*  
M. **GUERRE Philippe**, *Pharmacie et Toxicologie*  
Mme **LACROUX Caroline**, *Anatomie Pathologique, animaux d'élevage*  
Mme **LETRON-RAYMOND Isabelle**, *Anatomie pathologique*  
M. **MAILLARD Renaud**, *Pathologie des Ruminants*  
M. **MOGICATO Giovanni**, *Anatomie, Imagerie médicale*

**PROFESSEURS CERTIFIÉS DE L'ENSEIGNEMENT AGRICOLE**

Mme **MICHAUD Françoise**, *Professeur d'Anglais*  
M. **SEVERAC Benoît**, *Professeur d'Anglais*

**MAÎTRES DE CONFÉRENCES HORS CLASSE**

M. **BERGONIER Dominique**, *Pathologie de la Reproduction*  
Mme **DIQUELOU Armelle**, *Pathologie médicale des Equidés et des Carnivores*  
M. **JAEG Jean-Philippe**, *Pharmacie et Toxicologie*



M. **JOUGLAR Jean-Yves**, *Pathologie médicale du Bétail et des Animaux de Basse-cour*  
M. **LYAZRHI Faouzi**, *Statistiques biologiques et Mathématiques*  
M. **MATHON Didier**, *Pathologie chirurgicale*  
Mme **MEYNADIER Annabelle**, *Alimentation*  
Mme **PRIYMENKO Nathalie**, *Alimentation*  
M. **RABOISSON Didier**, *Productions animales (ruminants)*  
M. **VERWAERDE Patrick**, *Anesthésie, Réanimation*  
M. **VOLMER Romain**, *Microbiologie et Infectiologie*

#### **MAITRES DE CONFERENCES (classe normale)**

M. **ASIMUS Erik**, *Pathologie chirurgicale*  
Mme **BENNIS-BRET Lydie**, *Physique et Chimie biologiques et médicales*  
Mme **BIBBAL Delphine**, *Hygiène et Industrie des Denrées alimentaires d'Origine animale*  
Mme **BOUCLAINVILLE-CAMUS Christelle**, *Biologie cellulaire et moléculaire*  
Mme **BOUHSIRA Emilie**, *Parasitologie, maladies parasitaires*  
M. **CONCHOU Fabrice**, *Imagerie médicale*  
M. **CORBIERE Fabien**, *Pathologie des ruminants*  
M. **CUEVAS RAMOS Gabriel**, *Chirurgie Equine*  
Mme **DANIELS Hélène**, *Microbiologie-Pathologie infectieuse*  
Mme **DAVID Laure**, *Hygiène et Industrie des aliments*  
Mme **DEVIERS Alexandra**, *Anatomie-Imagerie*  
M. **DOUET Jean-Yves**, *Ophtalmologie vétérinaire et comparée*  
Mme **FERRAN Aude**, *Physiologie*  
Mme **LALLEMAND Elodie**, *Chirurgie des Equidés*  
Mme **LAVOUE Rachel**, *Médecine Interne*  
M. **LE LOC'H Guillaume**, *Médecine zoologique et santé de la faune sauvage*  
M. **LIENARD Emmanuel**, *Parasitologie et maladies parasitaires*  
Mme **MEYNAUD-COLLARD Patricia**, *Pathologie Chirurgicale*  
Mme **MILA Hanna**, *Elevage des carnivores domestiques*  
M. **NOUVEL Laurent**, *Pathologie de la reproduction (en disponibilité)*  
Mme **PALIERNE Sophie**, *Chirurgie des animaux de compagnie*  
Mme **PAUL Mathilde**, *Epidémiologie, gestion de la santé des élevages avicoles et porcins*  
M. **VERGNE Timothée**, *Santé publique vétérinaire – Maladies animales règlementées*  
Mme **WARET-SZKUTA Agnès**, *Production et pathologie porcine*

#### **MAITRES DE CONFERENCES CONTRACTUELS**

Mme **BORDE DORE Laura**, *Médecine interne des équidés*  
M. **LEYNAUD Vincent**, *Médecine interne*

#### **ASSISTANTS D'ENSEIGNEMENT ET DE RECHERCHE CONTRACTUELS**

Mme **BLONDEL Margaux**, *Chirurgie des animaux de compagnie*  
M. **CARTIAUX Benjamin**, *Anatomie-Imagerie médicale*  
M. **COMBARROS-GARCIA Daniel**, *Dermatologie vétérinaire*  
Mme **COSTES Laura**, *Hygiène et industrie des aliments*  
M. **GAIDE Nicolas**, *Histologie, Anatomie Pathologique*  
M. **JOUSSERAND Nicolas**, *Médecine interne des animaux de compagnie*

## **REMERCIEMENTS**

### **A Monsieur le Professeur Gérard CAMPISTRON**

Professeur à l'Université Paul Sabatier de Toulouse

*Qui nous a fait l'honneur d'accepter de présider ce jury de thèse.*

*Hommages respectueux.*

### **A Monsieur le Professeur Giovanni MOGICATO**

Maitre de conférences de l'École Nationale Vétérinaire de Toulouse

Anatomie – Imagerie médicale

*Qui nous fait l'honneur de participer à notre jury de thèse.*

*Sincères remerciements.*

### **A Monsieur le Docteur Guillaume LE LOC'H**

Maitre de conférences de l'École Nationale Vétérinaire de Toulouse

Médecine zoologique et santé de la faune sauvage

*Qui a accepté d'encadrer ce projet et pour m'avoir guidé dans la réalisation de cette thèse.*

*Qu'il trouve ici toute l'expression de ma reconnaissance.*

**A Benjamin MORENO, Directeur Général et Pierre LEYX, ingénieur R&D chez AnatomikModeling,**

Entreprise spécialisée dans la Conception de Dispositifs Médicaux sur-mesure

*Qui ont pris le temps de m'aider. Pour leur professionnalisme, leur investissement, leur gentillesse et leur efficacité.*

*Sincères remerciements.*

**A Monsieur Adrien CORSI**

Soigneur à la Ligue de Protection des Oiseaux (LPO) Auvergne

*Qui nous a fait l'honneur de nous transmettre ses modèles d'attelles.*

*Sincères remerciements*

**Aux Docteurs Alexandre CHARBONNEAU, Minh HUYNH, Franck RIVAL et Baptiste MULOT**

Praticiens vétérinaires

*Qui ont pris le temps de m'aider pour cette thèse*

*Sincères remerciements*

# TABLE DES MATIÈRES

<b>LISTE DES FIGURES :</b>	<b>13</b>
<b>LISTE DES TABLEAUX :</b>	<b>19</b>
<b>LISTE DES ANNEXES :</b>	<b>21</b>
<b>INTRODUCTION :</b>	<b>23</b>
<b>PARTIE I : Les Principaux procédés d'impression 3D, matériaux et étapes de conception ...</b>	<b>24</b>
<b>A. PRÉSENTATION DES DIFFÉRENTS PROCÉDÉS D'IMPRESSION TRI-DIMENSIONNELLE</b>	<b>25</b>
1. Fabrication additive et prototypage rapide : définitions	25
1.1. La fabrication additive	25
1.2. Le prototypage rapide	25
2. Petit historique de l'impression 3D	26
2.1. 1952-1986 : naissance de l'impression 3D	26
2.2. Années 1980-1990 : L'émergence des différents procédés de fabrication additive	27
2.3. Années 1990 à aujourd'hui : l'ouverture au grand public	27
3. Classification des procédés de fabrication additive	29
3.1. Classification des procédés de fabrication additive selon l'état physique de la matière	30
3.2. Classification des procédés de fabrication additive selon l'ISO, 2015	30
4. La photopolymérisation	31
4.1. La stéréolithographie ou SLA ( <i>Stereolithography Apparatus</i> )	31
4.2. Polyjet	35
4.3. La 2PP ( <i>Two-Photon Polymerization</i> )	37
5. Liage de poudre ( <i>Powder Bed Fusion</i> )	38
5.1. Frittage sélectif par laser ou SLS ( <i>Selective Laser Sintering</i> )	38
5.2. La fusion laser sélective ou SLM ( <i>Selective Laser Melting</i> )	40
5.3. La 3DP ( <i>Three Dimensional Printing</i> )	40
5.4. EBM ( <i>Electron Beam Melting</i> )	41
6. Impression par dépôt de filament fondu : FDM ( <i>Fused Deposition Modeling</i> )	43
6.1. Principe du procédé FDM	43
6.2. Matériaux	44
6.3. Avantages et inconvénients	44
6.4. Recherches sur l'optimisation	44
6.5. Les avancées et l'orientation progressive vers le biomédical	45
7. Le laminage	46
7.1. Principe du procédé laminage	46

7.2.	Matériaux.....	47
7.3.	Avantages et inconvénients .....	47
8.	La bio-impression et l'ingénierie tissulaire : vers l'impression 4D.....	47
8.1.	Présentation.....	47
8.2.	Procédé de bio-impression à jet d'encre .....	48
8.3.	Procédé « assistée par laser » : LAB ( <i>Laser Assisted Bioprinting</i> ) .....	50
8.4.	Procédé d'extrusion.....	52
8.5.	Bilan comparatif des trois procédés de bio-impression.....	53
<b>B.</b>	<b>Les matériaux en impression 3D : propriétés, biocompatibilité et utilisation des matériaux médicaux .....</b>	<b>54</b>
1.	Les polymères de plastique.....	54
1.1.	PLA : <i>Polylactic acid</i> .....	55
1.2.	ABS : <i>Acrylonitrile Butadiène Styrene</i> .....	55
1.3.	PC : Polycarbonate.....	56
1.4.	Les autres plastiques .....	56
2.	Les céramiques.....	56
2.1.	Les principales céramiques .....	56
2.2.	céramiques en bio-impression et médecine régénérative.....	57
3.	Les bio-polymères : les futurs matériaux en médecine .....	58
3.1.	Les principaux bio-polymères en ingénierie tissulaire.....	58
3.2.	Les matériaux composites en ingénierie tissulaire : polymère/céramique.....	58
4.	Les métaux en impression 3D.....	59
4.1.	Le titane.....	59
4.2.	L'acier inoxydable.....	59
4.3.	Cobalt et chrome.....	60
4.4.	Les autres métaux .....	60
4.5.	applications médicales des métaux biocompatibles .....	61
<b>C.</b>	<b>Les outils de conception : de l'idée à la matérialisation tridimensionnelle.....</b>	<b>64</b>
1.	Les étapes de la conception à partir d'images médicales .....	64
1.1.	Acquisition des images .....	64
1.2.	Importation des images et segmentation .....	66
1.3.	Conception du modèle : Importation dans un logiciel CAO .....	67
1.4.	Impression .....	69
1.5.	Le rôle clé des imageurs.....	69
2.	Exemples concrets d'applications : étude expérimentale.....	69
2.1.	Matériel et méthode .....	70
2.2.	Résultats et discussion.....	73

## **PARTIE II : Utilisation DE L'IMPRESSION 3D EN MÉDECINE HUMAINE ET VÉTÉRINAIRE canine :**

### **Étude bibliographique des rapports de cas ..... 77**

#### **A. Planification chirurgicale et conception de guides chirurgicaux ..... 78**

1. Planification chirurgicale..... 78
  - 1.1. Contexte : intérêt de l'impression 3D ? ..... 78
  - 1.2. Chirurgie orthopédique et neurochirurgie..... 78
  - 1.3. Chirurgie maxillo-faciale et stomatologie ..... 85
  - 1.4. Chirurgie des organes thoraciques et abdominaux, et chirurgie vasculaire ..... 87
2. Guides chirurgicaux orthopédiques : des outils peropératoires personnalisés..... 90
  - 2.1. Guide d'ostéotomie et de réduction ..... 91
  - 2.2. Guide de forage..... 92
  - 2.3. Guide de positionnement ..... 93
  - 2.4. Barre de guidage ..... 94

#### **B. Conception d'outils thérapeutiques : implants et prothèses ..... 96**

1. Chirurgie orthopédique et neurochirurgie..... 96
  - 1.1. Implant vertébral..... 96
  - 1.2. Implant crânien ..... 97
  - 1.3. Prothèses articulaires ..... 98
  - 1.4. Chirurgie maxillo-faciale, stomatologie, ORL et ophtalmologie ..... 101
2. Autres : chirurgie cardiothoracique et respiratoire ..... 104
3. Matériaux et implants osseux ..... 106

#### **C. Éducation ..... 107**

1. Outil d'enseignement anatomique..... 107
  - 1.1. Exemples de modèles éducatifs en ophtalmologie et neuroanatomie..... 108
  - 1.2. Exemples de modèles éducatifs en orthopédie ..... 110
  - 1.3. Exemples de modèles éducatifs d'anatomie des organes abdominaux et thoraciques ..... 111
2. Formation chirurgicale et médicale..... 112
3. Formation à l'utilisation d'outils médicaux..... 113

#### **D. Avantages et inconvénients de l'impression 3D en médecine ..... 116**

1. Avantages..... 116
  - 1.1. Bénéfices pré et per opératoires pour le chirurgien et le patient..... 116
  - 1.2. Meilleure communication..... 116
  - 1.3. Réduction de l'utilisation d'animaux ..... 117
  - 1.4. Des outils thérapeutiques sur mesure..... 117
2. Inconvénients..... 117
  - 2.1. L'acquisition des données tridimensionnels ..... 117

2.2.	Le temps .....	117
2.3.	Le coût .....	118
2.4.	La « courbe d'apprentissage » .....	118
2.5.	Limites des modèles et des matériaux.....	119
<b><i>PARTIE III : Applications possibles chez les animaux exotiques : perspectives futures et discussion .....</i></b>		<b><i>122</i></b>
1.	Prothèses et orthèses .....	123
1.1.	Prothèses et orthèses chez les oiseaux.....	123
1.2.	Prothèses chez les chéloniens.....	131
2.	Éducation, formation et outils adaptés : perspectives futures .....	136
2.1.	Outils sur mesure adaptés à chaque espèce.....	136
2.2.	Éducation et entraînement chirurgical .....	137
3.	Discussion .....	137
<b><i>Conclusion .....</i></b>		<b><i>141</i></b>
<b><i>ANNEXES .....</i></b>		<b><i>143</i></b>
<b><i>BIBLIOGRAPHE.....</i></b>		<b><i>171</i></b>

## LISTE DES ABBRÉVIATIONS

2PP: Two-photon Polymerization	LIFT: Laser Induced Forward Transfer
3D: Trois dimensions	MIT: Massachusetts Institute of Technology
3DP: Three-Dimensional Printing	MMSL: Multi-Material Stereolithography
ABS: Acrylonitrile Butadiene Styrene	NAC: Nouveaux animaux de compagnie
AM: Additive Manufacturing	PBF: Power Bed Fusion
ASA: Acrylonitrile styrene acrylate	PCL: Poly e-caprolactone
BG: Bioglass	PEG: Polyéthylène glycol
CAD: Computer-Aided-Design	PLA: Polylactic acid
CT: Computed Tomography	ROI: Region of interest
CTA: Computer Tomography Angiography	RP: Rapid Prototyping
DED: Directed Energy Deposition	SFF: Solid Freeform Fabrication
DICOM: Digital Imaging and Communications in Medicine	SLA: Stereolithography
DMD: Direct Metal Deposition	SLM: Selective Laser Melting
DMLS: Direct Metal Laser Sintering	SLS: Selective Laser Sintering
EBM: Electron Beam Melting	STL: Stereolithography ou Standard Tessellation Language
FDM: Fused Deposition Modeling	TCP: Phosphate Tricalcique
HA: Hydroxyapatite	UAM: Ultrasonic Additive Manufacturing
ISO: International Standards Organization	UV : Ultraviolet
LAB:Laser Assisted Bioprinting	





## LISTE DES FIGURES :

Figure 1 : Principe de base de la fabrication additive (a), du fraisage (b) et du moulage (c). <i>D'après Gurr, Mülhaupt, 2016</i> .....	26
Figure 2: Photographie de l'imprimante Darwin ( <a href="http://www.reprap.org">www.reprap.org</a> ) .....	28
Figure 3: Principales dates de l'histoire de l'impression 3D non biologique des années 1950 à 2000.....	29
Figure 4 : Classification des procédés de fabrication additive selon l'état physique de la matière .....	30
Figure 5 : Classification des principaux procédés de fabrication additive selon l'ISO/ASTM 2015.....	31
Figure 6 : Schéma du procédé de stéréolithographie. <i>Image extraite de Gurr, Mülhaupt, 2016</i> .....	32
Figure 7 : Système de carrousel rotatif du procédé MMSL. <i>Photographies extraites de Jae-Won Choi et al., 2010</i> .....	33
Figure 8 : Schéma du procédé de Digital Light Processing, <i>Image extraite de Gurr, Mülhaupt, 2016</i> .....	34
Figure 9 : Schéma de la technologie Polyjet. <i>Image extraite de Gurr, Mülhaupt, 2016</i> .....	36
Figure 10 : Schéma de la technologie de polymérisation à deux photons. <i>Image extraite de Paz et al., 2012</i> .....	37
Figure 11 : Schéma de fonctionnement du procédé EBM. <i>Schéma extrait de Gibson et al., 2010</i> .....	42
Figure 12 : Schéma du procédé FDM. <i>Schéma extrait de Gross et al., 2014</i> .....	43
Figure 13 : Schéma illustratif du procédé LOM. <i>Schéma d'après Gurr, Mülhaupt, 2016</i> .....	46
Figure 14 : Construction d'une pièce par LOM. <i>Schéma d'après Park et al., 2000</i> .....	46
Figure 15 : Les différents procédés de bio-impression actuels .....	48
Figure 16 : Schématisation du procédé de bio-impression assistée par laser. <i>Schéma extrait d'Oliveira et al., 2018</i> . ....	51
Figure 17 : Schématisation des trois principaux procédés de bio-impression <i>Schéma extrait de Murphy, Atala, 2014</i> . ....	52
Figure 18 : Les différentes étapes de conception d'un modèle 3D.....	64
Figure 19: Capture d'écran de l'utilisation d'un scan 3D sur smartphone .....	65
Figure 20: D'un fichier DICOM à l'impression : Les étapes de la conception.....	69

Figure 21: Exportation des images de tomодensitométrie au format DICOM (Capture d'écran E.Blaud).....	71
Figure 22: Étapes de conception de deux modèles de bassin chez un chien pinscher de 6 ans. Étude expérimentale.....	72
Figure 23: Visualisation informatique de l'étape de segmentation et sélection des régions d'intérêt d'un bassin de chien. Image prise et réalisée par AnatomikModeling .....	72
Figure 24: Photographie d'un modèle de crâne de lapin imprimé avec un procédé FDM en ABS blanc. <i>E.Blaud</i> .....	73
Figure 25: Photographie d'un modèle 3D de bassin de chien à l'échelle 1 (B), imprimé par un procédé FDM en ABS noir (A). <i>E.Blaud</i> .....	74
Figure 26: Photographies d'un modèle 3D de bassin de chien en polyamide blanc, à taille réelle, réalisé par l'entreprise AnatomikModeling à l'aide d'un procédé SLS. (A) vue ventrale (B) vue dorsale (C) Vue latérale gauche (D) visualisation de la luxation coxo-fémorale gauche. ....	75
Figure 27 : Photographies de répétitions pré-chirurgicales sur modèles 3D (a) et de la consultation en salle d'opération (b). <i>Photographies extraites de Harrysson et al., 2003</i> .....	80
Figure 28 : Répétitions préopératoires sur modèles 3D, imprimés par un procédé de stéréolithographie : simulation d'ostéotomie correctrice avec fixation de plaque. <i>Photo d'après DeTora &amp; Boudrieau, 2006</i> .....	81
Figure 29: Exemple d'impression d'une région spécifique du cerveau dans un cadre de planification chirurgicale. <i>Photos d'après Spottiswoode et al., 2013</i> .....	83
Figure 30: Exemple d'impression d'un cerveau entier en utilisant la fabrication additive pour la planification préopératoire. <i>Photos d'après Spottiswoode et al., 2013</i> .....	83
Figure 31 : Photographie d'une planification préopératoire pour une reconstruction mandibulaire. <i>D'après Winer et al., 2017</i> .....	86
Figure 32 : Photographies de planification préopératoire pour la prise en charge d'une fente palatine. <i>D'après Winer et al., 2017</i> .....	86
Figure 33 : Modèle 3D spécifique du patient en ABS, obtenu à partir d'un angioscanner. <i>Photos d'après Dundie et al., 2017</i> .....	88
Figure 34 : Photographies d'une planification chirurgicale dans le cadre d'une infiltration cellulaire histiocytaire orbitaire chez un chien. <i>Photos d'après Dorbandt et al., 2017</i> .....	90
Figure 35 : Photographies de la conception d'un guide chirurgical de réduction personnalisé à base de résine de polymère de méthacrylate, pour faciliter l'ostéosynthèse d'une plaque mini-invasive MIPO lors d'une fracture humérale chez un chat Short Hair de 9 ans. <i>Photos d'après Oxley., 2018</i> .....	91

Figure 36 : Photographies de modélisation virtuelle d'un guide chirurgical de forage cervical pour vis transpédiculaires. <i>Photos d'après Hamilton-Bennett et al., 2018</i> .....	92
Figure 37 : Modèle 3D du corps vertébral C6 spécifique au patient, avec (A) et sans (B) positionnement du guide de forage sur mesure. <i>Photos d'après Hamilton-Bennett et al., 2018</i> .....	93
Figure 38 : Dessin de guides d'alignement pour le fémur et le tibia dans le cadre de la mise en place d'une prothèse totale de genou. <i>Dessins extraits de Boonen et al., 2012</i> .....	94
Figure 39 : Barre de guidage conçue sur mesure pour le retrait d'un corps étranger à la base du crâne. <i>Photos d'après Wei et al., 2010</i> .....	95
Figure 40 : Photographie d'un corps vertébral en titane imprimé en 3d pour la reconstruction du corps vertébral C2 chez un jeune adolescent. <i>Photo d'après Xu et al., 2016</i> .....	97
Figure 41 : Reconstruction de crâne à partir d'une plaque en titane personnalisée chez un chien. <i>Source : www.sciencepost.fr</i> .....	98
Figure 42 : Prothèse personnalisée du grasset en alliage de titane (Ti6Al-4V) chez un chien ours de Carélie de trois ans. <i>Photos d'après William D.Liska, 2007</i> .....	99
Figure 43: Prothèse de l'articulation de poignet avec résection tumorale. <i>Photos extraites de Han et al., 2017</i> .....	100
Figure 44 : Photographie d'une prothèse de hanche imprimée en 3D pour la prise en charge d'une résection tumorale chez un homme. <i>Photos d'après Dai et al., 2007</i> .....	101
Figure 45 : Modélisation d'un implant sur mesure pour la gestion d'une fente palatine chez un chien de 8mois. <i>Photos d'après Kuipers van Lande et al., 2012</i> .....	102
Figure 46 : Photographies de la conception d'un implant en titane pour une reconstruction maxillaire. <i>Photographies d'après Singare et al., 2008</i> .....	103
Figure 47 : Photographies d'un implant en acier inoxydable et titane conçu pour réduire le volume d'une orbite, et modèle 3D préopératoire du patient pour évaluation de l'implant. <i>Photos d'après Salmi et al., 2012</i> .....	103
Figure 48 : Photographies d'une attelle biorésorbable en polycaprolactone pour le traitement de tracheobronchomalacie chez un nouveau-né. <i>Photographies d'après Zopf et al., 2013</i> .....	105
Figure 49 : Photographies d'implants en titane (Ti6Al4V) sur mesure conçus via une imprimante 3D pour la prise en charge de résections tumorales cardiothoraciques. <i>Photos d'après Wen et al., 2018</i> .....	106
Figure 50 : Modèles 3D éducatifs en neuroanatomie vétérinaire - Comparaison entre des modèles imprimés (à gauche) et des cerveaux plastifiés (à droite). .....	109

Figure 51 : Modèle 3D de l'anatomie de l'orbite : (A) Dissection d'une boîte crânienne et visualisation dorsale de l'orbite (B) Impression 3D du modèle de dissection <i>Photos d'après Adams et al, 2015</i> .....	110
Figure 52 : Modèle de pied de cheval imprimé en 3D (A) Entièrement assemblé (B) Sans le sabot. Les os sont reliés par des aimants. <i>D'après Preece et al., 2013</i> .....	111
Figure 53 : Modèle 3D de valve en silicone. <i>Photo d'après Ginty et al., 2018</i> .....	112
Figure 54 : Photographies d'entraînement chirurgicale dans le cadre de craniosynostose. <i>D'après Ghizoni et al., 2018</i> .....	113
Figure 55 : Photographie d'un modèle 3D modélisant l'arbre bronchique à visée pédagogique pour l'entraînement à la bronchoscopie. <i>D'après Osswald et al., 2017</i> .....	114
Figure 56 : Photographie d'un modèle 3D de conduit auditif canin à visée pédagogique. <i>D'après Nibblett et al, 2017</i> .....	115
Figure 57 : Photographie d'une prothèse de bec chez un Ara Bleu ( <i>Ara ararauna</i> ). <i>D'après Nickels, 2018</i> . ....	124
Figure 58 : Représentation schématique d'un bec de <i>Grus japonensis</i> physiologique intact (a), et d'une fracture de bec nécessitant une reconstruction (b). <i>Photographies d'après Song et al., 2017</i> .....	125
Figure 59 : Prothèse de bec en alliage de titane chez un <i>Grus japonensis</i> conçu à l'aide d'un procédé SLM. <i>D'après Song et al., 2017</i> . ....	126
Figure 60: Photographie de la modélisation d'une prothèse de patte chez une Amazone à lores rouges ( <i>Amazona autumnalis</i> ). <i>D'après Galicia et al., 2018</i> .....	128
Figure 61 : Démarches de conception d'une prothèse/orthèse chez un oiseau d'après <i>Galicia et al., 2018 ; R. Eric Miller et al., 2018</i> .....	129
Figure 62 : Photographies d'attelles sur mesure imprimées en 3D en plastique (PLA) chez une cigogne ( <i>Ciconia ciconia</i> ) présentant une fracture du métacarpe gauche (A) et un faucon crécerelle ( <i>Falco tinnunculus</i> ) (B). <i>Photos et conception d'Adrien Corsi, soigneur, LPO Auvergne</i> .....	131
Figure 63 : Photographie d'une carapace de tortue imprimée en 3D pour la prise en charge d'une fracture avec une perte importante de substance de la dossière et du plastron. <i>Photo et conception par le Docteur vétérinaire Franck Rival</i> . ....	132
Figure 64 : Photographie d'une prothèse maxillo-mandibulaire chez une tortue. <i>Photos d'après Nickels, 2018</i> .....	133
Figure 65 : Prothèse de nageoires antérieures pour une tortue Caouanne ( <i>Caretta caretta</i> ). <i>Photos extraites de Xiaoqian et al., 2013 et www.veganithaca.wordpress.com</i> .....	134

Figure 66 : Conception d'une nageoire chez une tortue de mer à l'aide d'une imprimante 3D. <i>Photos d'après Frederick Burgwardt et al., 2017.</i> .....	135
Figure 67 : Écarteurs chirurgicaux imprimés en PLA. <i>Photo d'après Rankin et al., 2014</i> ...	136



## LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1: Avantages et inconvénients des procédés de bio-impression à jet d'encre.....	50
Tableau 2: Tableau comparatif des principaux procédés de bio-impression (Murphy, Atala, 2014) .....	53
Tableau 3: Propriétés des métaux biocompatibles utilisables pour l'impression 3D .....	62
Tableau 4: Liste (non exhaustive) des matériaux utilisables en bio-impression .....	63
Tableau 5: Liste (non exhaustive) des logiciels de traitement d'images DICOM et de segmentation retrouvés dans la littérature.....	67
Tableau 6: Liste (non exhaustive) de logiciels CAO disponibles cités dans la littérature.....	68
Tableau 7: Synthèse des avantages et inconvénients de l'utilisation des imprimantes 3D pour les applications médicales évoqués dans la littérature .....	120





## LISTE DES ANNEXES

Annexe 1: Avantages et inconvénients des procédés d'impression (non biologiques), et matériaux disponibles.....	145
Annexe 2: Avantages et inconvénients des procédés de bio-impression.....	149
Annexe 3: Modèles 3D utilisés pour la planification médicale en médecine. <i>Liste non exhaustive</i> .....	150
Annexe 4: Liste des modèles 3D de guides chirurgicaux en médecine. <i>Liste non exhaustive</i> .....	156
Annexe 5: Modèles 3D utilisés pour la conception d'implants et de prothèses. <i>Liste non exhaustive.</i> .....	159
Annexe 6: Utilisation de l'impression 3D dans l'éducation et la formation médicale. ....	162
Annexe 7: Applications chez les animaux exotiques.....	166
Annexe 8: Notions élémentaires d'éléments de composition d'une prothèse de membre.....	168



## INTRODUCTION

L'impression 3D est une technologie qui permet la fabrication d'un objet tridimensionnel par dépôt d'un matériau « couche par couche » au moyen d'un procédé d'impression contrôlé par ordinateur. Apparu il y a une trentaine d'années, ce procédé est également connu sous le nom de fabrication additive. Son apparition a rapidement suscité un engouement au sein des industriels et du grand public au début du siècle ce qui lui a valu la qualification de « nouvelle révolution industrielle » par le journal britannique *The Economist*. En médecine humaine et en médecine vétérinaire l'impression 3D séduit rapidement en offrant un nouvel outil médical, complémentaire et innovant permettant de fabriquer du « sur-mesure », spécifique à chaque patient, et dépassant certaines limites médicales. Bien que moins utilisée en médecine vétérinaire, de plus en plus de praticiens s'y intéressent et élargissent ses applications dans presque tous les domaines. Son utilisation se développe principalement autour de quatre grandes applications médicales : la planification chirurgicale, la fabrication de guides chirurgicaux à utilisation per-opératoire, la conception de prothèses et d'implants, l'éducation et la formation médicale.

Il est important de noter que le terme d'imprimante 3D peut porter à confusion. Actuellement, les médias grand public et la littérature utilisent le terme d'imprimante 3D pour désigner toutes les technologies de fabrication additive. Cependant, il peut également faire référence à un procédé spécifique de fabrication additive, la 3DP™ (*Three-Dimensional Printing*), décrite plus loin.

L'objectif de cette étude est de faire un état des lieux des rapports de cas scientifiques publiés en médecine humaine et animale au sein de chaque discipline, pour permettre aux vétérinaires de comprendre les applications possibles qu'offre l'impression 3D en médecine vétérinaire et les avantages qu'elle présente, tout en saisissant son fonctionnement et ses limites. Cette thèse a pour deuxième objectif de discuter des perspectives d'applications chez les animaux exotiques en fournissant les outils de base nécessaires.

## **PARTIE I : LES PRINCIPAUX PROCÉDÉS D'IMPRESSION 3D, MATÉRIAUX ET ÉTAPES DE CONCEPTION**

# **A. PRÉSENTATION DES DIFFÉRENTS PROCÉDÉS D'IMPRESSION TRI-DIMENSIONNELLE**

## **1. FABRICATION ADDITIVE ET PROTOTYPAGE RAPIDE : DÉFINITIONS**

### **1.1. LA FABRICATION ADDITIVE**

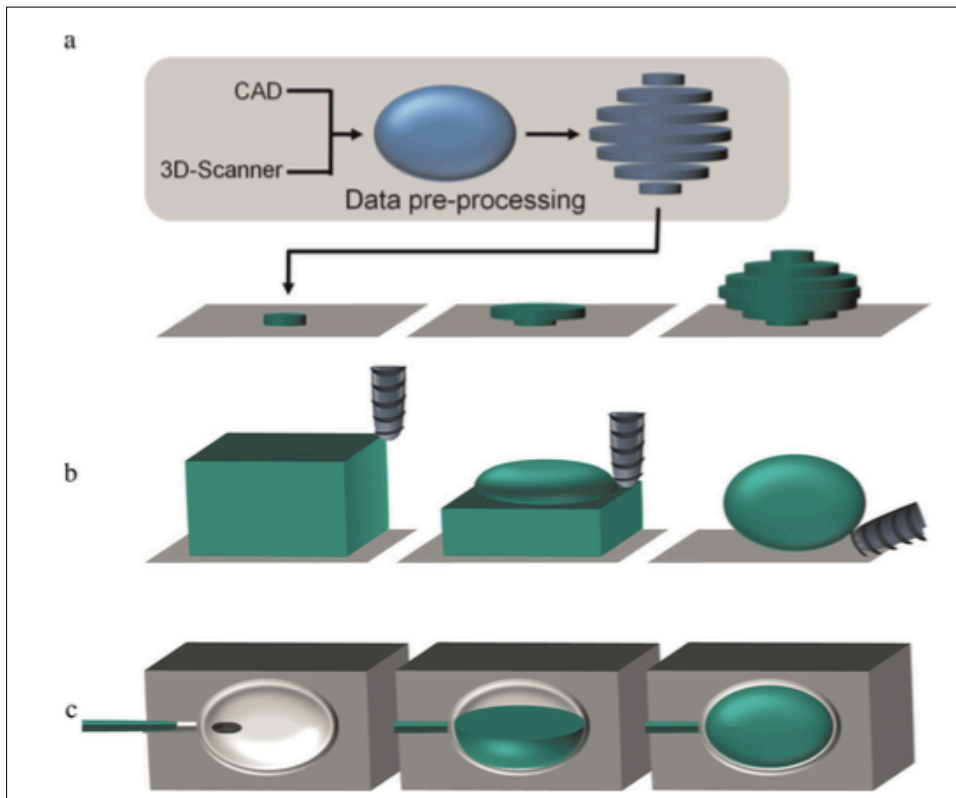
L'impression 3D est plus communément appelée fabrication additive. C'est un processus de fabrication à partir duquel des matériaux sont déposés couche par couche pour obtenir un objet tridimensionnel à partir d'un fichier de conception assistée par ordinateur (CAO) (Rosenberg et al., 2015). Ce processus diffère des méthodes traditionnelles telle que la fabrication soustractive, où l'objet est découpé dans un bloc de matériau plus grand. Au contraire, plutôt que d'enlever du matériel, le processus de fabrication additive ajoute des matériaux pour concevoir un objet (Javaid, Haleem, 2018). Pour cela, la fabrication additive utilise une grande variété de techniques et de technologies qui s'applique à des familles de matériaux très diverses. Parmi ces matériaux on retrouve notamment les plastiques, les métaux, les céramiques et les biomatériaux dont nous parlerons plus loin dans cette partie.

Le plus fréquemment, les objets sont créés à partir d'une combinaison de deux matériaux : l'un pour la construction de l'objet souhaité et le second pour la construction d'un support. Le matériau de support sert uniquement à supporter l'objet au cours de sa construction, il est par la suite retiré.

### **1.2. LE PROTOTYPAGE RAPIDE**

La fabrication additive et le prototypage rapide se sont développés parallèlement dans les années 1980. Le prototypage rapide regroupe un ensemble d'outils permettant la fabrication de modèles 3D à partir de données conçues par ordinateur. Il intègre trois notions essentielles : le temps, le coût et la complexité des formes. La fabrication additive correspond à une technologie répondant aux problèmes posés par le prototypage rapide ces dernières années (Gurr, Mülhaupt, 2016). Parmi les technologies de prototypage rapide on retrouve la fabrication additive, le moulage et les méthodes soustractives comme l'usinage (Figure 1). Au cours de cette thèse nous nous intéresserons uniquement aux procédés de fabrication additive.

Dans la littérature on peut retrouver le terme de prototypage rapide comme synonyme de fabrication de forme libre (SFF : *Solid Freeform Fabrication*).



**Figure 1** : Principe de base de la fabrication additive (a), du fraisage (b) et du moulage (c). *D'après Gurr, Mülhaupt, 2016*

## 2. PETIT HISTORIQUE DE L'IMPRESSION 3D

### 2.1. 1952-1986 : NAISSANCE DE L'IMPRESSION 3D

L'impression 3D connaît un essor ces dernières années dans tous les secteurs, pourtant elle existe depuis déjà une trentaine d'années. Longtemps cantonnée à un usage industriel très spécialisé, elle est restée discrète jusqu'aux années 2000 (Mathilde Berchon, 2014 ; Universalis).

Dans les années 1950, le Docteur Kodama s'intéresse à une approche de production couche par couche et publie trois méthodes de solidification holographique. En parallèle, une équipe de quatre chercheurs français s'y intéresse mais abandonne finalement le projet. En 1986 l'ingénieur Chuck Hull dépose un brevet d'utilisation de la stéréolithographie (Gross et al., 2014). La même année il crée l'entreprise *3D Systems* et développe la première imprimante 3D appelée « *Stereolithography Apparatus* » (SLA) ainsi que la première imprimante commerciale, la SLA-250. Il crée également le format de fichier .STL (*Stereolithography* ou *Standard*

*Tessellation Language*), dorénavant le plus utilisé pour la fabrication additive. Ce procédé remporte d'emblée un franc succès dans le monde industriel.

## 2.2. ANNÉES 1980-1990 : L'ÉMERGENCE DES DIFFÉRENTS PROCÉDÉS DE FABRICATION ADDITIVE

A la même époque, d'autres inventeurs se mettent à la recherche de nouveaux procédés de fabrication additive. En 1988, Scott Crump et Lisa Crump créent l'entreprise *Stratasys*, et déposent l'année suivante un brevet pour le procédé FDM (*Fused Deposition Modeling*). Au même moment, un brevet est déposé pour le procédé de frittage par laser, SLS (*Selective Laser Sintering*) consistant à fusionner localement des grains de poudre à l'aide d'un laser.

Il faut ensuite attendre 1993 pour voir apparaître le procédé 3DP™ (*Three Dimensional Printing*) mis au point par les professeurs du MIT (*Massachusetts Institute of Technology*), Michael Cima et Emanuel Sachs (Gross et al., 2014). Ce procédé est celui qui se rapproche le plus de la technique employée par les imprimantes 2D à jet d'encre. En 1995, l'entreprise Z-Corporation obtient du MIT un droit d'utilisation exclusif du procédé 3DP™ (Mathilde Berchon, 2014).

## 2.3. ANNÉES 1990 À AUJOURD'HUI : L'OUVERTURE AU GRAND PUBLIC

Le terme d'« imprimante 3D » n'apparaît qu'en 1996 pour désigner l'ensemble des technologies de fabrication additive. Cependant, les imprimantes restent cantonnées au domaine industriel et il faudra attendre encore dix ans pour qu'elles s'ouvrent au grand public.

C'est avec la création en 2005 de *Fablabs*, que l'imprimante 3D entre définitivement dans la vie quotidienne et dans le langage courant. Il s'agit de lieux ouverts au public qui permettent l'accès à toutes sortes d'outils numériques pour la conception d'objets.

Cette même année, la première imprimante 3D capable de fabriquer des objets en couleur voit le jour. L'idée de rendre accessible cette nouvelle technologie fait peu à peu son chemin. Plusieurs entreprises émergent, notamment en Europe, et rendent accessibles en ligne ces nouveaux procédés aux particuliers. C'est le cas par exemple de *Shapeways*, créée en 2007 par une équipe de néerlandais, et de *Scupteo* développée en 2009 par un groupe de français.

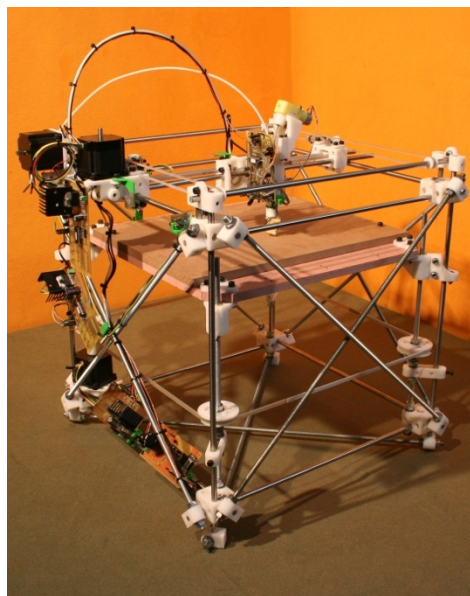
En 2005, Adrian Bowne développe le projet *RepRap* (*Replication Rapid prototyper*) à l'université de Bath au Royaume-Uni qui marque un tournant dans l'histoire du *Do It Yourself*



(DIY) et dans l'accessibilité des imprimantes 3D au grand public (Figure 2). Le projet a pour objectif de créer une imprimante 3D auto-répliquative, c'est-à-dire capable de créer les pièces utiles à son fonctionnement (<http://reprap.org>).

Le premier modèle opérationnel est disponible en 2007 et permet aux utilisateurs qui possèdent déjà une de ces imprimantes d'en fabriquer d'autres. Le projet est entièrement *Open Source*, c'est-à-dire qu'aucun des composants n'est protégé par un brevet (Bouffaron, 2014). Autrement dit, les utilisateurs passionnés peuvent ainsi reproduire le modèle et l'améliorer (Mathilde Berchon, 2014). De cette manière, de nombreux particuliers produisent et vendent des imprimantes 3D en ligne, soit sous forme de kits assemblables, soit sous forme de modèles déjà assemblés. La même année, *MakerBot Industries*, une société de matériel d'imprimante 3D *Open Source*, met sur le marché des trousseaux d'auto-fabrication qui permettent à leurs acquéreurs de fabriquer leurs propres imprimantes 3D et leurs propres produits.

Au fur et à mesure de son développement, la technologie de l'impression 3D trouve des applications au sein de nombreux secteurs, notamment l'automobile, l'aérospatiale, le monde architectural, la défense privée et gouvernementale.

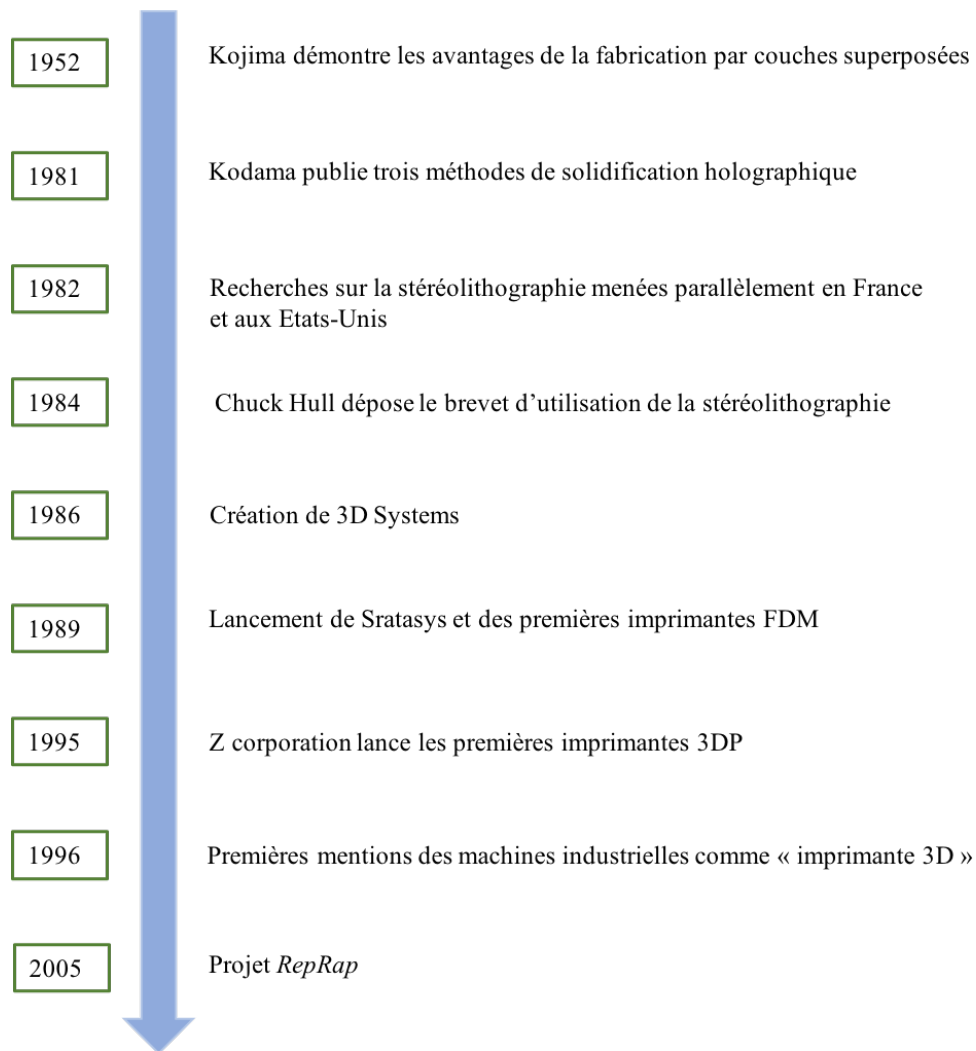


**Figure 2:** Photographie de l'imprimante Darwin  
([www.reprap.org](http://www.reprap.org))

Les applications médicales se développent à partir des années 2000 en médecine humaine, avec la production de modèles de planification (Cohen et al., 2009 ; Mao et al., 2010 ; Tam et al., 2013 ; Sodian et al., 2008), puis d'implants et de prothèses (Dai et al., 2007 ; Gerber et al.,

2010 ; Han et al., 2017 ; William D. Liska et al., 2007 ; Salmi et al., 2012 ; Singare et al., 2008 ; Xu et al., 2016 ; Zopf et al., 2013). Des applications dans l'industrie alimentaire, la mode, l'art, le bâtiment apparaissent également.

Aujourd'hui, la recherche médicale va encore plus loin et utilise la technologie de fabrication additive pour la création de tissus et d'organes (Boland et al., 2006 ; Isaacson et al., 2018 ; Michael et al., 2013).



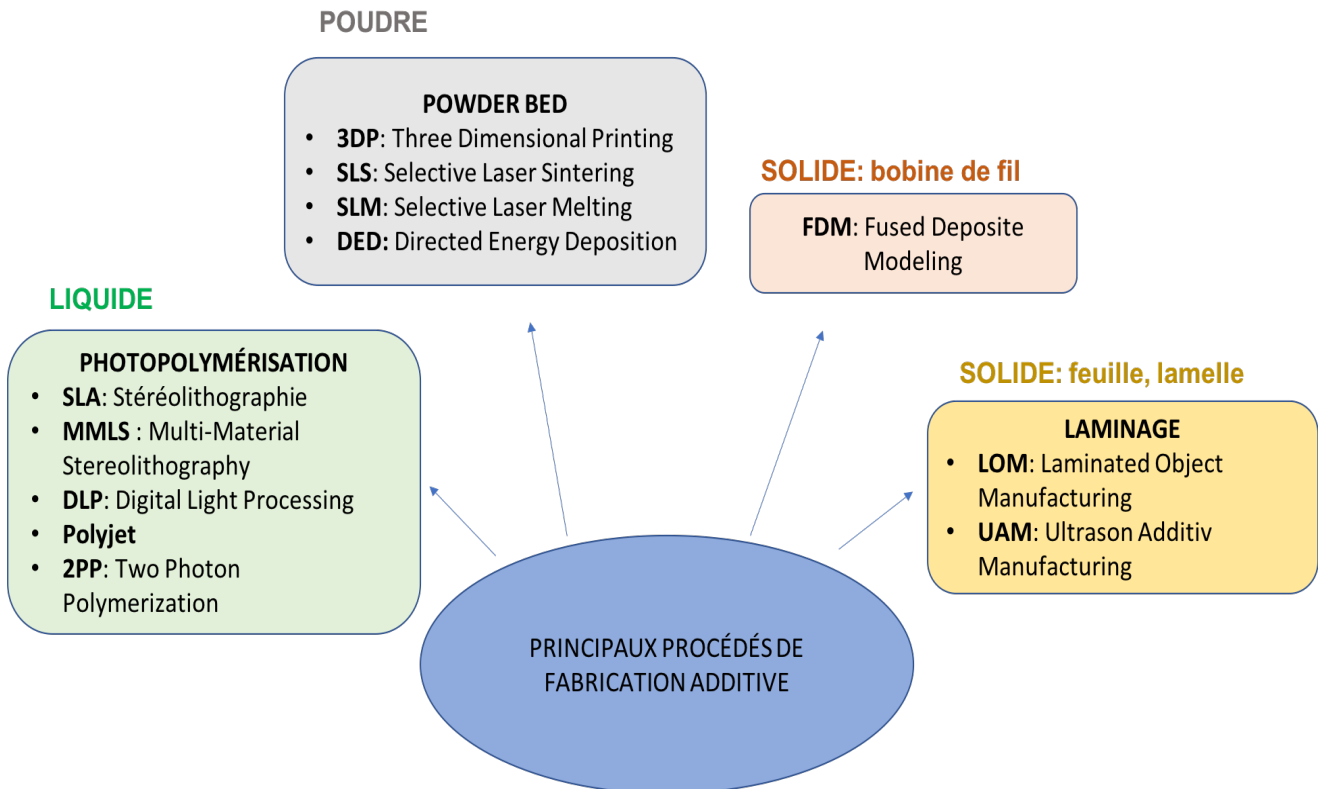
**Figure 3:** Principales dates de l'histoire de l'impression 3D non biologique des années 1950 à 2000

### 3. CLASSIFICATION DES PROCÉDÉS DE FABRICATION ADDITIVE

Dans la littérature, plusieurs classifications des procédés de fabrication additive sont proposées. Ces procédés peuvent notamment être classés en fonction de l'état physique initial de la matière, ce qui permet de distinguer quatre types de procédés distincts (Gurr, Mülhaupt, 2016). On peut

également les retrouver présentés selon la classification proposée par l'ISO (Organisation Internationale de Normalisation) en sept catégories de procédés (Lee et al., 2017).

### 3.1. CLASSIFICATION DES PROCÉDÉS DE FABRICATION ADDITIVE SELON L'ÉTAT PHYSIQUE DE LA MATIÈRE

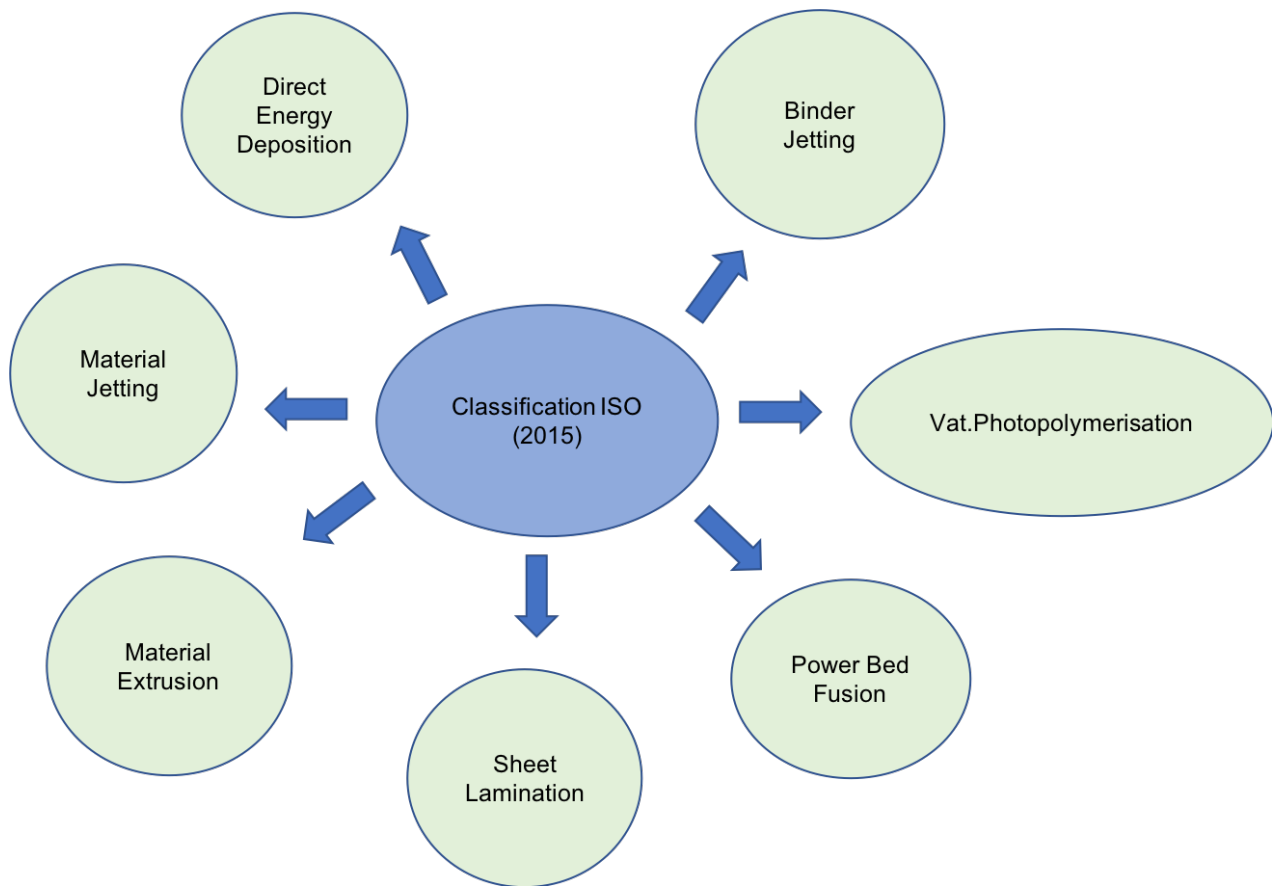


**Figure 4** : Classification des procédés de fabrication additive selon l'état physique de la matière

La classification la plus retrouvée dans les publications se base sur l'état physique de la matière avant impression. Certains procédés utilisent comme matière des liquides, d'autres des matériaux sous forme de poudre, et d'autre de la matière solide (Figure 4).

### 3.2. CLASSIFICATION DES PROCÉDÉS DE FABRICATION ADDITIVE SELON L'ISO, 2015

Les normes ISO/ASTM (*American Society for Testing and Materials*) proposent une classification des différents procédés de fabrication additive en sept catégories (Lee et al., 2017) (Figure 5). Pour cette classification, ils ne se basent non pas sur l'état physique de la matière avant l'impression mais sur les méthodes de contrôle de la fabrication d'une couche.



**Figure 5 :** Classification des principaux procédés de fabrication additive selon l'ISO/ASTM 2015

Au cours de cette thèse nous nous appuierons sur la classification selon l'état physique de la matière traitée.

## 4. LA PHOTOPOLYMÉRISATION

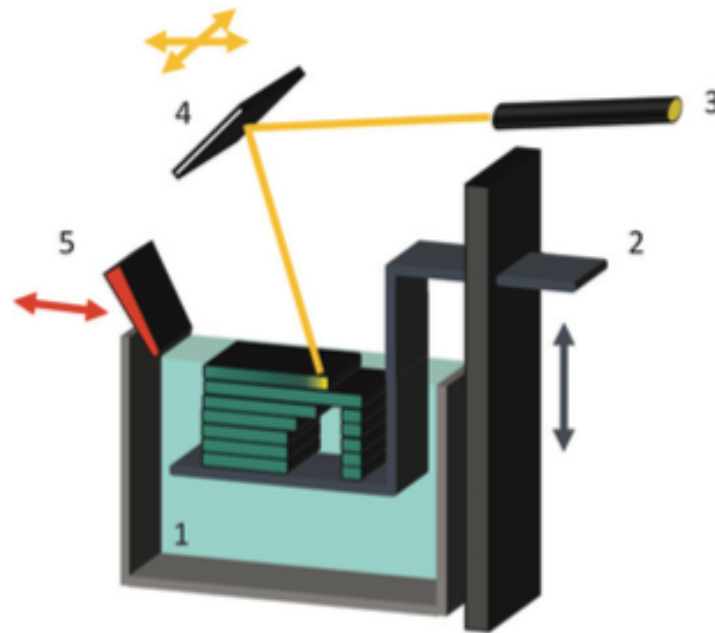
### 4.1. LA STÉRÉOLITHOGRAPHIE OU SLA (*STEREOLITHOGRAPHY APPARATUS*)

#### 4.1.1. Principe du procédé de stéréolithographie

La stéréolithographie ou SLA (*Stereolithography Apparatus*) est un procédé équipé d'un rayon laser, généralement des ultra-violets (UV). Elle solidifie couche par couche les photopolymères d'un liquide photosensible. Ces liquides peuvent passer quasi-instantanément à l'état solide sous l'effet des ultra-violets, permettant la formation d'un objet (Ferry P.W. Melchels et al., 2010 ; Mathilde Berchon, 2014).

Comment ce procédé fonctionne-t-il ?

Une première couche de résine liquide est illuminée par le faisceau laser commandé par ordinateur à une profondeur prédéfinie. La résine liquide, subissant un processus de photopolymérisation, se solidifie (Chee Kai CHUA et al., 2003). Une fois la première couche solidifiée, la plateforme mobile s'abaisse. Le faisceau laser est ensuite dirigé de sorte qu'il solidifie la surface de résine à une profondeur supérieure à la première couche (Figure 6).



**Figure 6 :** Schéma du procédé de stéréolithographie. Image extraite de Gurr, Mülhaupt, 2016

- (1) Cuve contenant de la résine liquide polymérisable (2) Plateforme de support amovible (3) Laser
- (4) Système optique mobile (5) Lame d'essuyage mobile

Ces étapes sont répétées pour construire un objet solide en trois dimensions. De cette manière les pièces sont construites de bas en haut à partir d'une plateforme de support située en dessous de la première couche (Ferry P.W. Melchels et al., 2010).

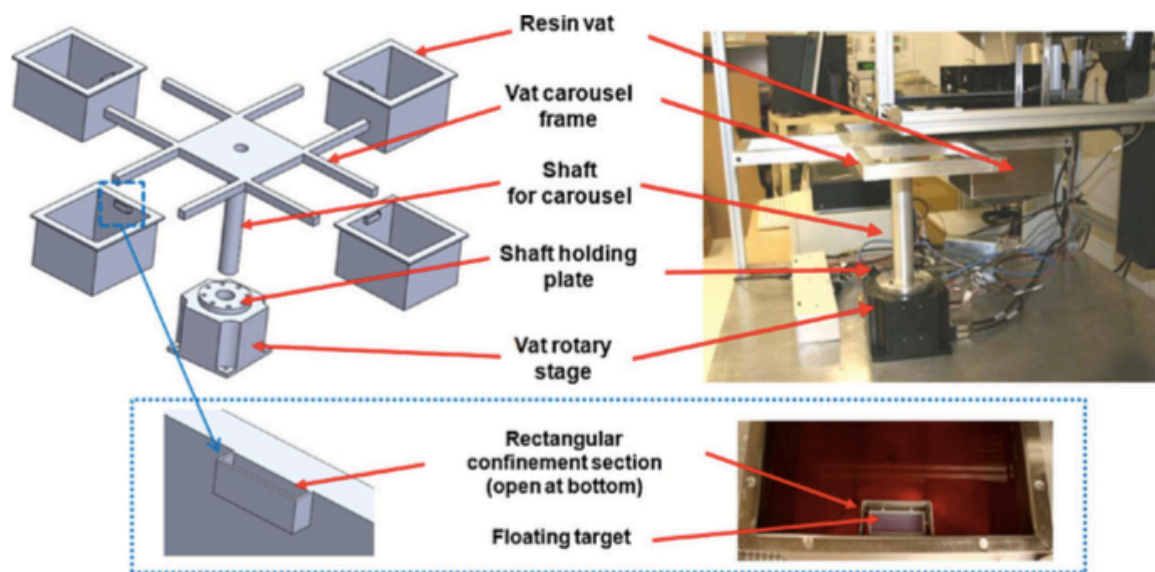
#### 4.1.2. Évolution du procédé de stéréolithographie

##### ❖ MMSL : *Multi-Material Stereolithography*

Les nombreuses recherches scientifiques sur les machines de stéréolithographie ont permis de développer une machine de stéréolithographie multi-matériaux ou MMSL (*Multi-Material Stereolithography*), capable de réaliser un objet final composé de différents matériaux. La construction d'un système rotatif de carrousel constitué de quatre cuves en acier inoxydable

montées sur un plateau rotatif, et d'un système de nivellement automatique a été nécessaire pour obtenir ce résultat (Jae-Won Choi et al., 2010 ; Wicker, MacDonald, 2012).

Le processus de construction MMSL est initialisé en submergeant la plateforme de construction dans la cuve contenant le premier matériau de résine. Un procédé de stéréolithographie fabrique la partie désirée avec la première résine. Une fois terminée, la plate-forme est soulevée de la cuve et une cuve de nettoyage est tournée sous la plate-forme de sorte que la plate-forme et la pièce puissent être nettoyées.



**Figure 7 :** Système de carrousel rotatif du procédé MMSL. Photographies extraites de Jae-Won Choi et al., 2010

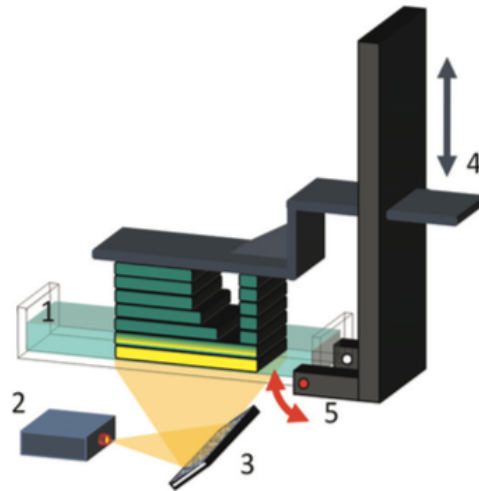
Une fois nettoyée et séchée, la plate-forme est soulevée de la cuve de nettoyage et la cuve du second matériau est tournée. La construction par photopolymérisation peut continuer avec d'autres matériaux jusqu'à la fin et le processus se poursuit ainsi pour fabriquer plusieurs pièces de matériau (Jae-Won Choi et al., 2010) (Figure 7).

Malgré les nombreux avantages offerts par cette technologie, de nombreux problèmes associés à la fabrication de pièces multi-matériaux restent encore à résoudre (Jae-Won Choi et al., 2010).

#### ❖ DLP : *Digital Light Processing*

Commercialisé en 2001, ce procédé d'impression peut être considéré comme une évolution du processus de SLA. On le retrouve dans la littérature parfois sous le nom de *Spatial Light Modulator*. La résine pour polymérisation est durcie à travers une cuve en verre. Au lieu d'un laser à ultra-violets, c'est une lampe à vapeur qui sert de source de lumière.

La lumière émise est sélectivement réfléchiée et guidée par un nombre important de petits miroirs de la taille d'un micron. Chaque miroir peut être actionné afin d'éclairer une position spécifique à la base de la cuve (Gurr, Mülhaupt, 2016) (Figure 8).



**Figure 8 :** Schéma du procédé de Digital Light Processing, *Image extraite de Gurr, Mülhaupt, 2016.*

- (1) Cuve en verre contenant de la résine liquide photopolymérisable (2) Lampe mercure à vapeur
- (3) DLP-chip (4) Plateforme mobile (5) Dispositif d'inclinaison

#### 4.1.3. Les matériaux de la SLA

Le procédé de stéréolithographie permet l'impression d'objets en plastique, en céramique et de biomatériaux tels que l'acide hyaluronique (Xin Wang et al., 2017).

#### 4.1.4. Avantages et inconvénients de la stéréolithographie

La stéréolithographie possède de nombreux avantages (Annexe 1). Elle offre une excellente précision allant jusqu'à  $10\mu\text{m}$  de résolution (Xin Wang et al., 2017) ce qui lui permet d'être intéressante dans de nombreux domaines, notamment le milieu médical. A l'heure actuelle elle fait partie des procédés de fabrication additive disposant de la précision la plus élevée (Gurr, Mülhaupt, 2016). Sa marge d'erreur est estimée à moins de  $0,05\text{mm}$  (Chua Chee Kai et al., 2010). De plus, elle permet la réalisation de géométries complexes (Tao Liu et al., 2018) et de grandes pièces allant jusqu'à deux mètres de diamètre, ce qu'offrent peu de procédés actuels (Mathilde Berchon, 2014).

Les seuls matériaux compatibles étant les polymères, ceci a souvent été considéré comme un inconvénient majeur de ce procédé. Cependant, ces dernières années le nombre de polymères compatibles a augmenté, réduisant ainsi cette limite.

Les limites de ce procédé font d'ailleurs l'objet de recherches pour l'améliorer et le perfectionner (Annexe 1). L'un des inconvénients majeurs est le système de ventilation pour évacuer les fumées toxiques qui s'échappent des polymères et des solvants. C'est la raison pour laquelle, à l'heure actuelle la stéréolithographie est principalement utilisée par les grands groupes industriels (Mathilde Berchon, 2014). De plus, son excellente précision impose un temps d'impression lent allant d'une à deux minutes par couche imprimée et un coût d'achat élevé (Xin Wang et al., 2017).

Un post-traitement est également nécessaire quasi-systématiquement pour un travail de finition de la pièce tel que vernissage, ponçage ou peinture (Gurr, Mülhaupt, 2016 ; Lee et al., 2017 ; Mathilde Berchon, 2014) .

De surcroît, comme pour chaque procédé de fabrication additive, des défauts d'impression peuvent survenir. Ces défauts réduisent la précision du produit. De nombreuses études s'intéressent à l'évaluation des différents paramètres qui influencent la qualité de la pièce pour chaque procédé. Les paramètres de construction physique tels que la profondeur de la couche d'accrochage, l'épaisseur de la couche ou encore l'orientation semblent avoir un impact important sur la qualité de la pièce (Tao Liu et al., 2018).

Du fait de ses nombreux avantages, ce procédé est aussi très largement utilisé dans le secteur médical. Les auteurs l'utilisent pour la planification chirurgicale, la conception d'outils chirurgicaux, et l'enseignement.

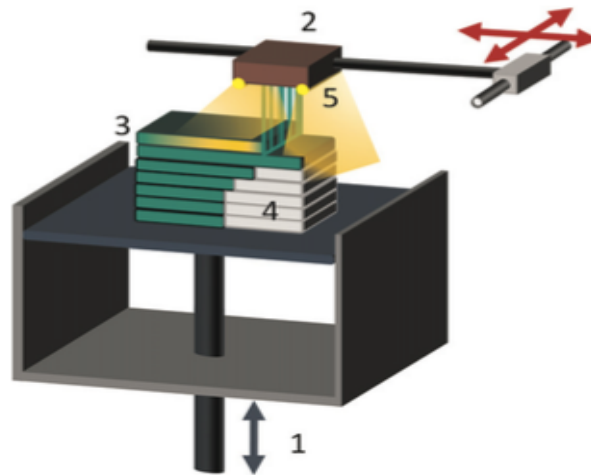
## 4.2. POLYJET

### 4.2.1. Principe du procédé Polyjet™

Le procédé Polyjet™ est un autre procédé de fabrication utilisant la technologie de photopolymérisation. Commercialisée par *Objet Geometries*, les couches sont imprimées séquentiellement sur une plate-forme de construction mobile verticalement à un processus d'impression à jet d'encre (Gurr, Mülhaupt, 2016) (Figure 9). Les buses d'impression projettent des gouttelettes de photopolymères.



A chaque émission de gouttelettes, une lumière à ultra-violet est émise permettant le durcissement de la matière.



**Figure 9 :** Schéma de la technologie Polyjet. Image extraite de Gurr, Mülhaupt, 2016.

#### 4.2.2. Avantages et inconvénients

Le procédé Polyjet<sup>TM</sup> utilise la technologie de photopolymérisation et dispose ainsi des mêmes avantages que le procédé de stéréolithographie. Il offre une meilleure résolution spatiale, avec une précision allant jusqu'à 16  $\mu\text{m}$  (Gurr, Mülhaupt, 2016).

De plus, les modèles fabriqués sont durcis lors du traitement en couches, éliminant ainsi le besoin de post-traitement. L'utilisation de la technologie à jet d'encre facilite la création de modèles multicolores ou multi-matériaux, ce qui est un avantage certain pour la fabrication de prothèses par exemple, qui nécessite la combinaison de parties rigides et de parties souples.

Parmi les rapports de cas médicaux étudiés par cette étude, de nombreux auteurs ont eu recours au procédé Polyjet<sup>TM</sup> du fait notamment de sa résolution. Il est largement utilisé pour la conception de guides chirurgicaux (Miyake et al., 2011 ; Murase et al., 2008 ; Oka et al., 2012), très précis, et pour la représentation de modèles anatomiques de planification chirurgicale et de formation (Winer et al., 2017 ; Zein et al., 2013).

Malgré ces avantages, le procédé Polyjet<sup>TM</sup> présente des inconvénients communs aux différents procédés de photopolymérisation, comme la nécessité d'une structure de support, auquel s'ajoute un risque de colmatage des buses (Gurr, Mülhaupt, 2016).



#### 4.3.3. Avantages et inconvénients

La photopolymérisation à deux photons est la technique de fabrication additive qui approche le plus de l'échelle nanométrique. Sa grande précision la rend très intéressante dans de nombreux domaines d'application, et plus particulièrement dans le biomédical.

Cependant du fait de son développement récent, elle présente certains inconvénients limitant son utilisation. Le coût des lasers femto-secondes est par exemple très élevé, augmentant de fait le coût de l'impression. De même, sa vitesse d'impression est relativement lente comparativement aux autres procédés et le volume de traitement est donc faible (Farsari, 2009) (Annexe 1).

### 5. LIAGE DE POUDRE (*POWDER BED FUSION*)

Les procédés de fusion en lit de poudre (PBF) ont été parmi les premiers procédés de fabrication additive commercialisés. Ils utilisent une source thermique tel qu'un faisceau laser ou un faisceau d'électrons pour induire une fusion partielle ou complète des particules de poudre (Lee et al., 2017). Les mécanismes de liaison sont principalement le frittage et la fusion. Le frittage est considéré comme un processus de fusion partielle alors que la fusion est considérée comme un processus de fusion complète (Kruth et al., 2005). Parmi les principales techniques utilisées on retrouve : le frittage sélectif par laser (SLS), la fusion sélective au laser (SLM), la fusion par faisceau d'électrons (EBM), Le frittage laser direct par métal (DMLS) et le frittage sélectif à chaud (SHS).

#### 5.1. FRITTAGE SÉLECTIF PAR LASER OU SLS (*SELECTIVE LASER SINTERING*)

##### 5.1.1. Principe du procédé SLS

Développée dans les années 1980 aux États-Unis, cette technologie utilise un laser puissant capable de faire fusionner une poudre en des points précis définis par informatique. Les procédés SLS peuvent être classés en quatre catégories de mécanismes de liaison principaux, à savoir : "frittage à l'état solide", "liaison chimiquement induite", "frittage en phase liquide - fusion partielle" et "fusion complète" (Kruth et al., 2005). Les machines sont constituées de trois composants : une source de chaleur pour faire fondre la matière, une zone de contrôle de cette source de chaleur et un mécanisme pour ajouter de nouvelles couches de matière. Sous l'effet de la chaleur, les particules de poudre vont fondre et fusionner. Une nouvelle couche de

poudre est déposée et de nouveau durcie par le laser qui la relie à la première. Cette opération est répétée plusieurs fois jusqu'à ce que la pièce soit finie (Mathilde Berchon, 2014). La résolution est déterminée par la taille des particules de poudre, la puissance du laser, l'espacement des balayages et la vitesse de balayage (Gibson Ian, Shi Dongping, 1997). Une période de refroidissement est généralement nécessaire pour permettre aux pièces de parvenir uniformément à une température suffisamment basse pour pouvoir être manipulées et exposées à la température de l'air ambiant. Si les pièces et/ou le lit de poudre sont prématurément exposés à la température ambiante et à l'atmosphère, les poudres peuvent se dégrader en présence d'oxygène et certaines parties peuvent se déformer en raison d'une contraction thermique inégale. Enfin, les pièces sont retirées du lit de poudre, nettoyées et des opérations de finition peuvent être effectuées si nécessaire (Gibson et al., 2010).

#### 5.1.2. Les matériaux

Le procédé SLS permet l'impression d'une large gamme de matériaux plastiques comme le polycarbonate (PC), le polychlorure de vinyle (PVC), l'acrylonitrile butadiène styrène (ABS), le nylon, le polyester ainsi que des matériaux céramiques (Gibson Ian, Shi Dongping, 1997).

#### 5.1.3. Avantages et inconvénients

L'un des avantages de la technologie SLS est de pouvoir utiliser une large gamme de matériaux et d'éviter un post-traitement (Gross et al., 2014). Cependant, les modèles imprimés subissent un rétrécissement ou une déformation due au chauffage thermique du laser et au refroidissement. De nombreux travaux de recherche sont développés pour pallier à ce problème, appelé *warping*. (Annexe 1)

#### 5.1.4. Les paramètres d'influence

Les propriétés des matériaux jouent un rôle important dans la détermination des paramètres de fabrication et affectent les propriétés mécaniques du modèle imprimé. Une meilleure compréhension de la relation entre les propriétés de la poudre et les paramètres de fabrication est une aide pour obtenir des pièces de bonne qualité et pour sélectionner les matériaux. C'est le cas notamment de la température de transition vitreuse ( $T_g$ ) et la température de fusion ( $T_m$ ) deux facteurs importants pour déterminer la température du lit et la puissance du laser (Gibson Ian, Shi Dongping, 1997).

## 5.2. LA FUSION LASER SÉLECTIVE OU SLM (*SELECTIVE LASER MELTING*)

Développée en 2002, la fusion sélective par laser repose sur le même procédé de fabrication que le procédé SLS. La seule différence repose sur le matériau et les températures de fusion associées. Utilisée pour la fabrication de modèle en métal, elle utilise un laser qui fait fondre la poudre métallique (Gokuldoss et al., 2017). Elle ne nécessite pas de post-traitement, ce qui est un avantage (Annexe 1). Cependant, c'est un procédé plus difficile à contrôler en raison de la grande quantité d'énergie utilisée pour faire fondre les particules métalliques entraînant des problèmes de déformation de pièces et des zones de gonflement (Guo, Leu, 2013). Elle a été l'une des techniques de fusion de lit de poudre de métal les plus populaires dans la production de biomatériaux métalliques. L'une des premières études dans le secteur médical a porté sur la fabrication d'implants de mâchoire et osseux pour les applications dentaires et orthopédiques (Harun et al., 2018).

## 5.3. LA 3DP (*THREE DIMENSIONAL PRINTING*)

### 5.3.1. Procédé 3DP™

Le procédé 3DP™ (*Three-Dimensional Printing*), consiste à déposer des gouttelettes de liant sur une fine couche de poudre de composite (Mathilde Berchon, 2014). Pour cela, l'imprimante dépose une couche de poudre d'un matériau choisi comme du métal, du plastique ou une céramique en poudre. Après le dépôt de chaque couche, un liant liquide spécifique à la poudre choisie est déposé, comme le ferait une imprimante 2D à jet d'encre (Emanuel M.Sachs et al., 1993). La plateforme s'abaisse ensuite au fur et à mesure que les couches de poudre sont collées, jusqu'à obtenir l'objet final. Le procédé utilise donc deux matériaux : un matériau à base de poudre et un liant. Le liant agit comme un adhésif entre les couches de poudre. Pour la finition il faut aspirer l'excédent de poudre, brosser et/ou poncer la pièce, puis la chauffer pour finaliser la solidification.

### 5.3.2. Matériaux

Toute combinaison d'un matériau en poudre avec un liant qui a une viscosité suffisamment faible pour former des gouttelettes peut être utilisée (Guo, Leu, 2013). Les principaux matériaux sont les polymères de plastique (ABS, PA, PC), les métaux et la céramique (Emanuel M.Sachs et al., 1993). Cette technique montre également une bonne compatibilité avec certains biomatériaux.

### 5.3.3. Avantages et inconvénients

Le procédé 3DP™ possède de nombreux avantages. La vitesse de production est rapide (Liravi, Vlasea, 2018) et l'utilisation de deux matériaux permet d'obtenir un grand nombre de combinaisons de liant-poudre.

Un autre avantage repose sur le faible coût du procédé. Les imprimantes qui l'utilisent sont parfois six fois moins chères que celle utilisant la stéréolithographie (Mathilde Berchon, 2014 ; Xin Wang et al., 2017). Cet avantage lui permet d'être plus facilement accessible, notamment par les particuliers et petites entreprises.

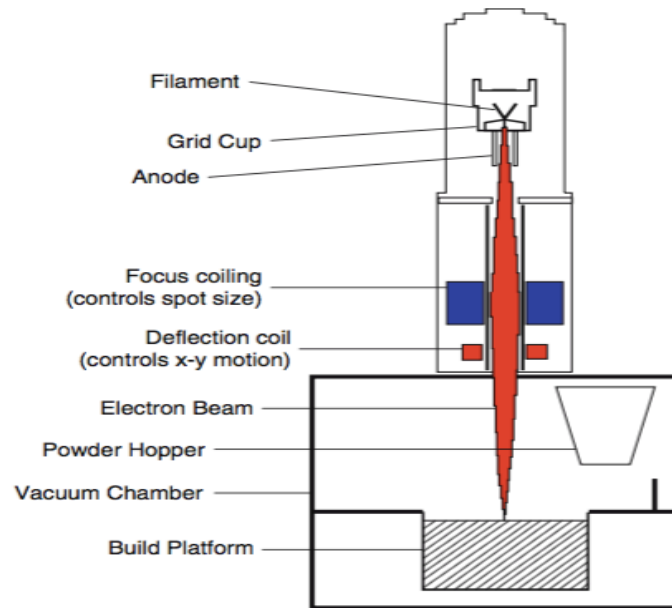
Toutefois, ce faible coût d'achat n'est pas sans raison et s'explique par son manque de précision en comparaison avec d'autres procédés de fabrication additive. Les différentes études estiment une précision de 100 à 250µm (Xin Wang et al., 2017). Les pièces fabriquées sont souvent plus fragiles et de texture rugueuse.

Par ailleurs, l'objet nécessite un post-traitement supplémentaire, notamment un retrait de l'excédent de poudre, suivi d'une seconde cuisson, d'un durcissement ou d'une irradiation selon le matériau utilisé, ce qui ajoute du temps au processus global. Ces étapes de post-traitement entraînent généralement un rétrécissement ou un gonflement partiel qui réduisent la précision géométrique globale du produit final (Liravi, Vlasea, 2018).

## 5.4. EBM (*ELECTRON BEAM MELTING*)

### 5.4.1. Principe du procédé EBM

Le procédé EBM utilise uniquement des métaux sous forme de poudre (Gibson et al., 2010). L'énergie est dirigée dans une petite région pour chauffer le substrat et faire fondre la matière. Le principe de fonctionnement est légèrement différent de celui de la fusion de lit de poudre : le procédé utilise un faisceau d'électrons, et non un laser, concentré sur un flux continu de poudre de métal déposé sur le substrat (Bikas et al., 2016 ; Lee et al., 2017) (Figure 11). La résolution du processus dépend de la source d'énergie. Le temps de refroidissement des matériaux est très rapide, typiquement entre 1000 et 5000 °C / seconde (Gibson et al., 2010). Ce temps de refroidissement affecte la structure finale du grain du matériau déposé dont l'épaisseur de couche typique varie de 0,25 mm à 0,5 mm (Gibson et al., 2010).



**Figure 11 :** Schéma de fonctionnement du procédé EBM. *Schéma extrait de Gibson et al., 2010*

#### 5.4.2. Matériaux

Les matériaux disponibles sont les poudres métalliques telles que l'acier inoxydable, le cuivre, l'aluminium, le titane, le nickel, le cobalt et l'étain (Lee et al., 2017 ; Sing et al., 2016).

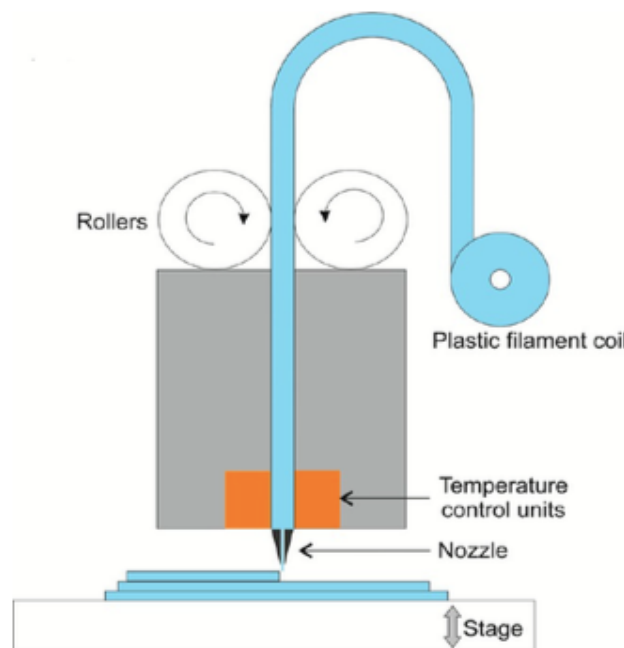
#### 5.4.3. Avantages et inconvénients

Le procédé EBM est plutôt lent et rend les pièces imprimées chères. Dans certains cas les modèles imprimés peuvent montrer des fissures à la suite d'un refroidissement trop rapide (Gokuldoss et al., 2017). Toutefois, son processus se déroule sous vide, contrairement au procédé SLM. Or le vide fournit un environnement sans oxygène ce qui réduit le risque de captation d'hydrogène et de déformation de la pièce (Sing et al., 2016). Il a par ailleurs la capacité de traiter des matériaux fragiles qui ne peuvent pas être traités par le procédé SLM. C'est un procédé qui de ce fait s'impose progressivement dans le secteur médical pour la conception d'implants (Cho et al., 2015 ; Yang et al., 2014), de plaques orthopédiques et de prothèses en métal.

## 6. IMPRESSION PAR DÉPÔT DE FILAMENT FONDU : FDM (*FUSED DEPOSITE MODELING*)

### 6.1. PRINCIPE DU PROCÉDÉ FDM

Inventé dans les années 1980, également appelé FFF (*Fused Filament Fabrication*), le procédé FDM est un processus d'extrusion.



**Figure 12 :** Schéma du procédé FDM. *Schéma extrait de Gross et al., 2014*

Le filament est tiré à travers une buse où il est chauffé pour atteindre un état semi-liquide avant d'être déposé couche par couche pour former l'objet (Tuan D. Ngo et al., 2018). Le matériau extrudé se déposera à une vitesse constante et se solidifiera complètement sur le substrat après sa sortie de la buse (Lee et al., 2017).

La buse peut se déplacer horizontalement pour déposer la matière fondue, tandis qu'une plateforme monte et descend verticalement après le dépôt de chaque nouvelle couche (Figure 12). La thermoplasticité du filament de polymère est une propriété essentielle pour cette méthode qui permet aux filaments de fusionner puis de se solidifier à la température ambiante après l'impression (Tao Liu et al., 2018).



## 6.2. MATÉRIAUX

L'acrylonitrile butadiène styrène (ABS), l'acide polylactique (PLA), le nylon, le polycarbonate (PC) et l'alcool polyvinylique (PVA) sont quelques-uns des filaments d'impression couramment utilisés (Lee et al., 2017 ; Xin Wang et al., 2017). Les polymères à base d'acide lactique, y compris le PLA et le poly- $\epsilon$ - caprolactone (PCL), sont bien connus pour leurs propriétés biocompatibles et biodégradables et sont donc largement utilisés pour des applications médicales et pharmaceutiques (Tappa, Jammalamadaka, 2018).

En bio-impression, des combinaisons de matériaux, tels que PCL / chitosane ou PCL /  $\beta$ -TCP (phosphate tricalcique) sont également utilisées via le procédé FDM pour améliorer les propriétés bioactives des échafaudages (Tappa, Jammalamadaka, 2018).

## 6.3. AVANTAGES ET INCONVÉNIENTS

Le procédé FDM offre de nombreux avantages ce qui en fait l'un des procédés de fabrication additive les plus utilisés. En effet, il assure une simplicité d'utilisation, une vitesse d'impression rapide et un faible coût. De plus, il permet le dépôt simultané de plusieurs matériaux (Xin Wang et al., 2017).

Malgré ses nombreux avantages, il présente certains inconvénients. La finition et la résolution de surface des pièces sont parfois médiocre avec un temps d'impression lent pour les pièces volumineuses (Gurr, Mülhaupt, 2016). De plus, des opérations de post-traitement sont fréquemment nécessaires.

## 6.4. RECHERCHES SUR L'OPTIMISATION

De nombreuses études s'intéressent aux paramètres qui influencent les propriétés mécaniques du modèle imprimé. Plusieurs paramètres ont été étudiés, comme la rugosité, la précision et le temps de construction (Omar A. Mohamed et al., 2014). Les différentes études ont montré que l'épaisseur de couche était le facteur ayant l'influence la plus importante sur la rugosité de la pièce et son temps de construction (Anitha et al., 2001 ; T. Nancharaiah et al., 2010).

Au cours des dernières années, la recherche a été axée sur l'identification des paramètres optimaux pour améliorer la finition de surface, l'esthétique, les propriétés mécaniques, la consommation de matériaux et le temps de construction. Malgré cela, il n'existe toujours pas de conditions optimales pour tous les types de pièces et de matériaux. Pour la plupart des pièces,

il est toujours nécessaire d'ajuster les paramètres pour trouver un compromis entre le temps de production, l'état de la surface et la précision dimensionnelle (Omar A. Mohamed et al., 2014).

L'épaisseur de la couche, la largeur, l'orientation des filaments et de l'entrefer (dans la même couche ou entre couches) sont les principaux paramètres de traitement qui affectent les propriétés mécaniques des pièces imprimées. La distorsion inter-couches est la principale cause de faiblesse mécanique (Gross et al., 2014).

Des facteurs environnementaux tels que la température et l'humidité relative peuvent également affecter la précision des pièces. Les matériaux FDM comme l'ABS, le PC, le nylon et le mélange PC-ABS peuvent être endommagés par ces facteurs, ce qui influence la précision du produit fini (Omar A. Mohamed et al., 2014).

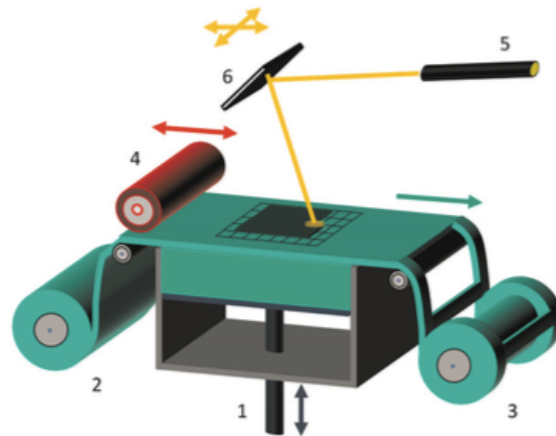
#### 6.5. LES AVANCÉES ET L'ORIENTATION PROGRESSIVE VERS LE BIOMÉDICAL

Au fur et à mesure de leur développement, les imprimantes FDM se sont tournées vers une utilisation médicale (Gurr, Mülhaupt, 2016). Les propriétés telles que la biocompatibilité font l'objet d'une attention particulière ces dernières années. Parmi les matériaux biorésorbables, les poly-esters aliphatiques comme l'acide polylactique (PLA) et le poly- $\epsilon$ - caprolactone (PCL) représentent la classe de matériaux la plus étudiée.

En 2002, Zein et al., décrivent l'utilisation de PCL par le procédé FDM comme une approche prometteuse pour produire des tissus biorésorbables dans le cadre d'applications médicales (Zein et al., 2002). En 2008, Ramanath et ses collaborateurs fournissent une explication du comportement à l'état fondu du PCL, montrant l'influence des propriétés du matériau et des paramètres de traitement sur la précision de la pièce et la qualité structurale des échafaudages (Ramanath et al., 2008). Les échafaudages correspondent à une matrice, dont les constituants peuvent avoir plusieurs fonctions, à l'intérieur de laquelle les cellules seront incluses.

## 7. LE LAMINAGE

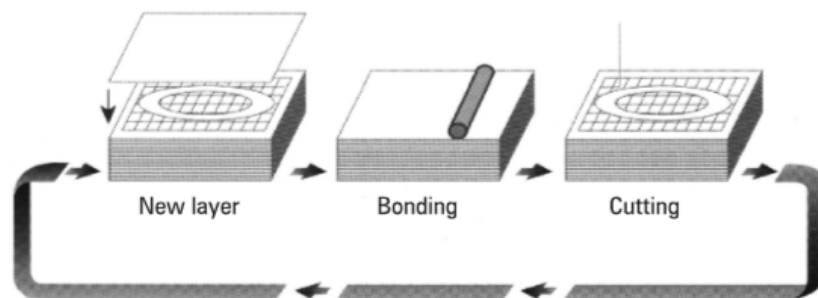
### 7.1. PRINCIPE DU PROCÉDÉ LAMINAGE



**Figure 13 :** Schéma illustratif du procédé LOM. *Schéma d'après Gurr, Mülhaupt, 2016*

- (1) Plateforme verticale mobile (2) Matière première (3) Matière résiduelle (4) Rouleau chauffé horizontalement pour le laminage (5) Laser CO2 (6) Système optique

La fabrication d'objets laminés (LOM) et la fabrication d'additifs ultrasoniques (UAM) sont les deux principales catégories de procédés de stratification de « feuilles » découpées au laser (Lee et al., 2017) (Figures 13 et 14).



**Figure 14 :** Construction d'une pièce par LOM. *Schéma d'après Park et al., 2000*

Un matériau est positionné sur un plateau de coupe, puis collé sur la couche précédente en utilisant un adhésif. La forme requise est ensuite découpée dans la couche au laser ou au couteau, puis la couche suivante ajoutée (Park et al., 2000)

## 7.2. MATÉRIAUX

Le procédé de laminage LOM utilise des feuilles de papier, tandis que le procédé de fabrication additive à ultrasons UAM utilise des feuilles de métal liées ensembles via un soudage par ultrasons (Gurr, Mülhaupt, 2016).

## 7.3. AVANTAGES ET INCONVÉNIENTS

En comparaison avec les procédés à base de liquide, d'extrusion et de poudre mentionnés précédemment, le laminage permet la fabrication de modèles relativement grands à faible coût et à une vitesse de traitement rapide. Cependant, la qualité de surface et la précision dimensionnelle des modèles produits sont inférieures aux autres procédés, de même que la résistance mécanique (Gurr, Mülhaupt, 2016).

# 8. LA BIO-IMPRESSION ET L'INGÉNIERIE TISSULAIRE : VERS L'IMPRESSION 4D

## 8.1. PRÉSENTATION

Le terme « ingénierie tissulaire » est apparu au cours des années 1990 (Vladimir Mironov et al., 2003). Il s'agit de l'ensemble des techniques et des méthodes s'inspirant des sciences de la vie et de l'ingénierie pouvant être utilisées pour restaurer, maintenir ou améliorer la structure des tissus et organes (Griffith, 2002). Depuis son apparition, l'ingénierie tissulaire se développe à grande vitesse, dans le but notamment de résoudre des problèmes auxquels est confrontée la transplantation d'organes en médecine humaine par exemple (Cui et al., 2012). Cependant, l'assemblage d'organes mous vascularisés en 3D reste un grand défi (Vladimir Mironov et al., 2003). Pour créer des tissus vivants in vitro, les cellules cultivées sont amenées à croître sur des échafaudages bioactifs dégradables qui induisent des interactions physiques et chimiques permettant leur différenciation et leur assemblage en tissus tridimensionnels (Griffith, 2002).

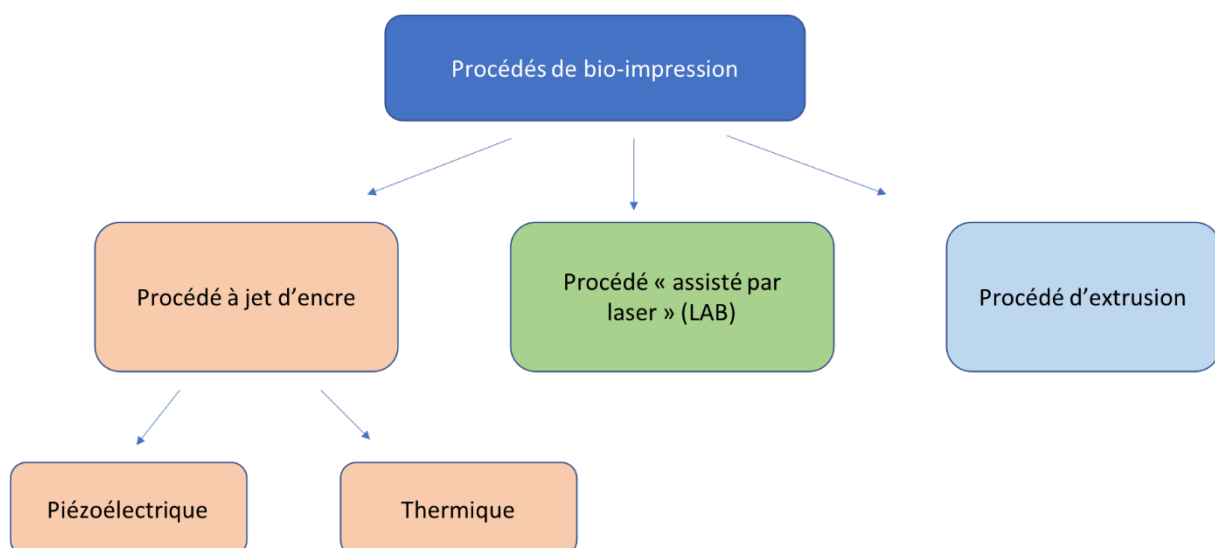
La bio-impression est une application biomédicale de la fabrication additive, qui utilise une méthode de dépôt couche par couche assistée par ordinateur pour développer des tissus vivants et des organes pour l'ingénierie tissulaire, la pharmacocinétique et la recherche en biologie (Guillemot et al., 2010).

Elle implique des complexités supplémentaires comparativement à l'impression 3D non biologique, comme le choix des matériaux, des types cellulaires, des facteurs de croissance et de différenciation, et des défis techniques liés aux sensibilités des cellules vivantes (Murphy,

Atala, 2014). Aborder ces complexités nécessite l'intégration de technologies issues des domaines de l'ingénierie, de la science des biomatériaux, de la biologie cellulaire, de la physique et de la médecine.

Il existe aujourd'hui trois principaux procédés de fabrication de bio-impression : un procédé à jet d'encre (thermique et piézoélectrique), un procédé « assisté par laser » et un procédé de micro-extrusion (Figure 15). Tous trois se basent sur des principes de biologie bien connus. En effet, les tissus biologiques sont composés de multiples composants en interaction étroite les uns avec les autres. Chacun de ces composants est inclus dans une matrice qui sert de structure (Guillotin et al., 2010) appelée « échafaudage » (*scaffold*) dans la littérature.

C'est ce milieu que l'ingénierie tissulaire tente de recréer à partir d'une matrice extracellulaire, de facteurs de croissance spécifiques, de protéines d'adhésion cellulaire et avec l'incorporation de cellules dans ce milieu (Guillotin et al., 2010).



**Figure 15 :** Les différents procédés de bio-impression actuels

## 8.2. PROCÉDÉ DE BIO-IMPRESSION À JET D'ENCRE

Les imprimantes à jet d'encre sont les imprimantes les plus couramment utilisées pour les applications biologiques (Murphy, Atala, 2014). Les premières utilisées étaient des versions modifiées d'imprimantes 2D à base d'encre, disponibles dans le commerce (Xu, Kincaid, et al., 2008 ; Xu, Olson, et al., 2008).

Les imprimantes à jet d'encre utilisent des forces thermiques (Cui et al., 2012) ou acoustiques (Murphy, Atala, 2014). La technologie repose sur la création et la libération de gouttelettes de

liquide, et leur dépôt précis sur un substrat. Ce procédé a généré un intérêt accru pour la micro-fabrication biomédicale car elle offre une méthode pratique et efficace de distribution d'éléments biologiques (Xu, Kincaid, et al., 2008).

#### 8.2.1. Procédé jet d'encre thermique :

Les imprimantes à jet d'encre thermique fonctionnent en chauffant électriquement la tête d'impression pour produire des impulsions de pression libérant des gouttelettes de la buse. La taille des gouttelettes varie en fonction du gradient de température appliqué, de la fréquence de l'impulsion et de la viscosité de l'encre (Canfield et al., 1997) (Cui et al., 2012)

Les têtes d'impression d'une imprimante à jet d'encre thermique sont généralement équipées de canaux de 30 à 200 $\mu$ m (Ringeisen et al., 2006) pour permettre la distribution de gouttelettes individuelles avec de petits volumes allant de 8 à 95 picolitres par gouttelette (Xu et al., 2004). Cette caractéristique unique permet à l'imprimante à jet d'encre de servir d'outil de microfabrication pour la génération de particules à l'échelle microscopique (Figure 17). Plusieurs études ont démontré que ce chauffage localisé, qui peut aller de 200 °C à 300 °C, n'a pas d'impact significatif ni sur la stabilité des molécules biologiques, telles que l'ADN (Goldmann, Gonzalez, 2000), ni sur la viabilité ou la post-fonction d'impression des cellules de mammifères.

#### 8.2.2. Procédé jet d'encre acoustique ou piézoélectrique

La technique jet d'encre piézoélectrique est très similaire, à la seule différence qu'elle dispose d'un cristal piézoélectrique. Le cristal crée une onde acoustique à l'intérieur de la tête d'impression pour briser le liquide en gouttelettes à intervalles réguliers (Murphy, Atala, 2014). Cette action induit un changement rapide de forme qui, à son tour, génère la pression nécessaire pour éjecter des gouttelettes de la buse (Figure 17) (Fang et al., 2012). La taille des gouttelettes dépend de la longueur d'onde. Elle est contrôlée en ajustant les paramètres ultrasonores, tels que la pulsativité, la durée et l'amplitude (Fang et al., 2012).

### 8.2.3. Avantages et inconvénients des procédés de bio-impression à jet d'encre

*Tableau 1: Avantages et inconvénients des procédés de bio-impression à jet d'encre*

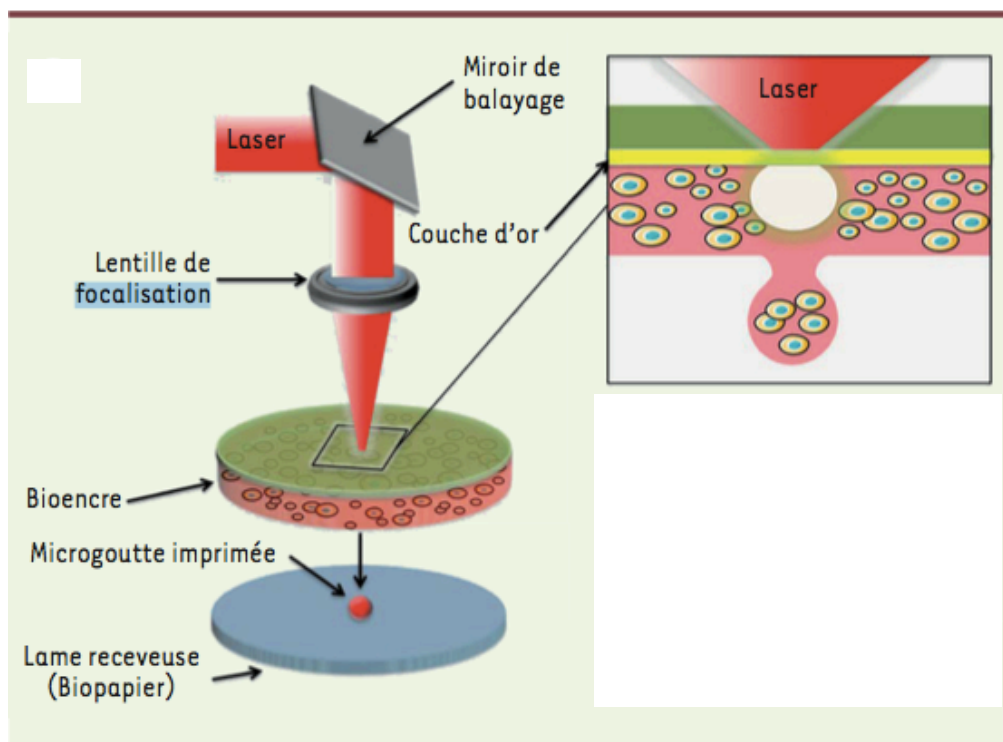
	AVANTAGES	INCONVÉNIENTS
<b>JET D' ENCRE THERMIQUE</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Vitesse d'impression élevée</li> <li>• Faible coût</li> <li>• Grande disponibilité</li> </ul> <p>(Murphy, Atala, 2014)</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Taille non uniforme des gouttelettes</li> <li>• Limite de direction des gouttelettes</li> <li>• Colmatage fréquent de la buse</li> <li>• Exposition des matériaux à des contraintes thermiques et mécaniques</li> </ul> <p>(Murphy, Atala, 2014)</p>
<b>JET D' ENCRE PIÉZOÉLECTRIQUE</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Capacité de contrôle de la taille d'une gouttelette</li> <li>• Direction d'éjection uniforme des gouttelettes</li> <li>• Combinaison de plusieurs éjecteurs facilitant l'impression simultanée de plusieurs types de cellules et matériaux possibles</li> <li>• Faible coût</li> <li>• Vitesse élevée</li> <li>• Diminution du risque de colmatage de la buse.</li> </ul> <p>(Murphy, Atala, 2014)</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Matériaux biologiques sous forme liquide obligatoirement</li> <li>• Dommages de la membrane cellulaire voire lyse cellulaire possible créés par les fréquences acoustiques utilisées</li> <li>• Limites de viscosité du matériau en raison de la force excessive nécessaire pour éjecter des gouttes.</li> </ul> <p>(Murphy, Atala, 2014)</p>

## 8.3. PROCÉDÉ « ASSISTÉE PAR LASER » : LAB (*LASER ASSISTED BIOPRINTING*)

### 8.3.1. Principe du procédé de bio-impression LAB

La bio-impression assistée par laser (LAB) a été mise au point et brevetée aux États-Unis. Elle est fondée sur le LIFT (*Laser-induced forward transfer*). Elle est composée de trois principaux

éléments : un laser, un film biologique et un substrat récepteur qui recueille le matériel (Oliveira et al., 2018). Une impulsion au niveau du laser génère une micro-gouttelette d'encre biologique du film (Figure 16).



**Figure 16 :** Schématisation du procédé de bio-impression assistée par laser. *Schéma extrait d'Oliveira et al., 2018.*

### 8.3.2. Avantages et inconvénients

Contrairement aux imprimantes à jet d'encre, l'approche LAB ne nécessite pas de buse d'impression, ce qui a pour avantage de limiter le risque de colmatage (Kogelenberg et al., 2018). De plus, cette technologie a la capacité de contrôler la densité et la distribution à l'échelle microscopique des cellules, et de préserver leur viabilité (Oliveira et al., 2018). Sa précision d'impression est de l'ordre du micromètre, avec une vitesse d'impression de 5 kHz et un contrôle géométrique assisté par ordinateur (Guillotin et al., 2010). La taille des gouttelettes peut être régulée par l'énergie du laser et la viscosité (Kogelenberg et al., 2018).

Toutefois, malgré ces nombreux avantages, quelques limites à son utilisation persistent. La préparation de chaque film biologique prend du temps et peut devenir onéreuse. Par ailleurs, pour obtenir une haute résolution, une cinétique de gélification rapide est nécessaire pour assurer une bonne fidélité des formes, qui se traduit par un débit global relativement faible (Murphy, Atala, 2014).



## 8.4. PROCÉDÉ D'EXTRUSION

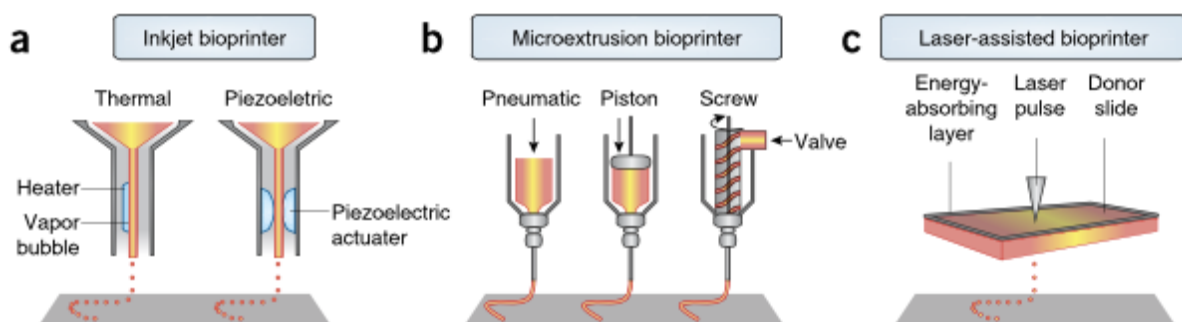
### 8.4.1. Principe du procédé d'extrusion

Dans ce procédé, les matériaux sont extrudés à travers une tête d'impression soit par pression pneumatique, soit par une force mécanique. Les constituants biologiques sont poussés et déposés mécaniquement en continu, couche par couche, jusqu'à ce que la forme requise soit formée (Tappa, Jammalamadaka, 2018). La tête de micro-extrusion est déplacée le long de l'axe z et la couche déposée sert de base à la couche suivante (Murphy, Atala, 2014).

### 8.4.2. Avantages et inconvénients de l'impression par extrusion

Ce procédé de bio-impression permet le dépôt de petites unités de cellules avec précision, de l'ordre du micromètre (Tappa, Jammalamadaka, 2018) (Figure 17). L'un des avantages est la capacité à déposer des densités cellulaires très élevées (Murphy, Atala, 2014). La création de plusieurs têtes d'impression, contenant différents types de lignées cellulaires pour imprimer une construction multicellulaire complexe est également possible avec cette technique (Tappa, Jammalamadaka, 2018). Les contraintes de cisaillement subies par les cellules pendant l'impression sont un des défauts importants de la bio-impression par extrusion (Kogelenberg et al., 2018b). La bio-impression par extrusion a été utilisée pour la fabrication d'échafaudages pour la régénération d'os, de cartilages, de valves aortiques, de muscles squelettiques, neuronale et d'autres tissus (Hsieh et al., 2015 ; Phillippi et al., 2008 ; Tappa, Jammalamadaka, 2018).

En dépit de ce succès, la sélection des matériaux adéquats et résistants restent un enjeu majeur de la bio-impression (Tappa, Jammalamadaka, 2018) (Annexe 2).



**Figure 17 :** Schématisation des trois principaux procédés de bio-impression *Schéma extrait de Murphy, Atala, 2014.*

(a) Bio-impression à jet d'encre (b) Procédé de bio-impression par extrusion (c) Bio-impression « assistée par laser ».

## 8.5. BILAN COMPARATIF DES TROIS PROCÉDÉS DE BIO-IMPRESSION

*Tableau 2: Tableau comparatif des principaux procédés de bio-impression (Murphy, Atala, 2014)*

	<b>JET D'ENCRE</b>	<b>ASSISTÉE PAR LASER</b>	<b>MICROEXTRUSION</b>
<b>PROCÉDÉ</b>	Utilisation de forces thermiques et acoustiques pour permettre l'éjection de gouttes d'encre biologique	Une impulsion laser génère une microgouttelette d'un liquide biologique. Un dispositif de balayage permet la formation de motifs complexes	Par pression pneumatique ou force mécanique, les constituants biologiques sont poussés mécaniquement à travers une micro-seringue.
<b>VISCOSITÉ DU MATÉRIEL</b>	3,5 - 12 mPa/s	1 - 300 mPa/s	30 mPa/s
<b>VITESSE D'IMPRESSION</b>	Rapide (1 à 10 000 gouttelettes par seconde)	Moyenne à rapide (200 à 1 600 mm/s)	Lente (10 à 50 µm/s)
<b>RÉSOLUTION, TAILLE DES GOUTTELETTES</b>	Gouttelettes < 1pL Jusque > 300pL	Échelle microscopique	De 5µm au millimètre, de largeur
<b>VIABILITÉ CELLULAIRE</b>	> 85%	> 95%	40-80%
<b>DENSITÉ CELLULAIRE</b>	Faible (< 10 <sup>6</sup> cellules/ mL)	Moyenne (10 <sup>8</sup> cellules/ mL)	Élevée
<b>COÛT DE L'IMPRESSION</b>	Procédé le moins cher	Prix les plus élevés	Coût moyen

## **B. LES MATÉRIAUX EN IMPRESSION 3D : PROPRIÉTÉS, BIOCOMPATIBILITÉ ET UTILISATION DES MATÉRIAUX MÉDICAUX**

Initialement, l'impression 3D n'était pas prévue pour des applications médicales. C'est pourquoi l'un des défis majeurs de l'impression 3D à visée médicale et de la bio-impression 3D est de trouver des matériaux biocompatibles appropriés tout en assurant des propriétés mécaniques et fonctionnelles permettant de maintenir le tissu vivant (Fahmy et al., 2016).

Le terme "biocompatibilité" signifie qu'un composé est compatible avec un tissu vivant ou un système vivant sans être toxique ou nuisible et sans provoquer de rejet immunologique. Ainsi un biomatériau qui génère une réaction inflammatoire est peu biocompatible (Ramot et al., 2016). La biocompatibilité des biomatériaux dépend de facteurs internes liés au matériau lui-même et de facteurs externes dépendant de l'hôte et du site d'implantation (Fournier et al., 2003 ; Ramot et al., 2016). Les facteurs intrinsèques affectant la biocompatibilité comprennent la forme, la taille, la rugosité, la chimie de surface, la conception, la morphologie, la porosité, la composition, la stérilité, la durée de contact et la dégradation. Les facteurs extrinsèques sont l'espèce, l'hérédité génétique, le site d'implantation et le microenvironnement (Fournier et al., 2003). C'est la combinaison de ces facteurs qui dicte la qualité de la biocompatibilité du matériau implanté (Ramot et al., 2016).

### **1. LES POLYMÈRES DE PLASTIQUE**

L'impression 3D de polymères en plastique est utilisée dans presque tous les secteurs : l'industrie aérospatiale pour créer des structures légères complexes, l'architecture pour la fabrication de modèles structurels, l'art, et le secteur médical pour l'impression de modèles de planification chirurgicale (Tam et al., 2013), d'outils chirurgicaux (Rankin et al., 2014), de prothèses, de greffons artificiels, d'organes (Fahmy et al., 2016 ; Murphy, Atala, 2014). Cependant, la plupart des produits polymères imprimés en 3D sont encore utilisés comme prototypes conceptuels plutôt que comme composants fonctionnels car ils présentent un manque de résistance et de fonctionnalité (Xin Wang et al., 2017).

Toutefois, les plastiques restent les matériaux phares des imprimantes 3D et sont aujourd'hui les plus utilisés (Mathilde Berchon, 2014). Parmi les principaux plastiques, on note notamment l'acide polylactique, l'acrylonitrile butadiène styrène, le polycarbonate et le nylon. Cette

prédominance du plastique sur le marché masque parfois l'émergence d'autres matériaux comme les métaux.

### 1.1. PLA : *POLYLACTIC ACID*

Il s'agit d'un plastique couramment utilisé par les imprimantes personnelles. Il est d'origine végétale (amidon de maïs, racine de manioc, betterave), biodégradable et non toxique (Mathilde Berchon, 2014).

Il a été utilisé dans de nombreuses applications en médecine du fait de sa biocompatibilité. Toutefois, il présente certains inconvénients, notamment une fragilité excessive et une cristallisation lente. Par conséquent, il est le plus souvent co-polymérisé avec d'autres polymères (Ramot et al., 2016).

### 1.2. ABS : *ACRYLONITRILE BUTADIÈNE STYRÈNE*

L'ABS est un plastique fabriqué à base de pétrole. C'est l'un des plastiques les plus polyvalents par sa compatibilité avec presque toutes les imprimantes 3D. Il présente l'avantage d'être particulièrement résistant aux chocs, à la casse et facile à nettoyer. Il est connu notamment pour être le matériau composant des célèbres « Lego ». Néanmoins, il présente quelques points faibles. Contrairement au PLA, il n'est pas biodégradable et peut être sujet au warping<sup>1</sup>. De plus, son utilisation requiert obligatoirement l'utilisation d'un plateau chauffant (autour de 80°C) augmentant la complexité d'impression et des dispositifs nécessaires. De surcroît, au cours du processus d'impression, des composés organiques volatiles toxiques peuvent s'en échapper (Mathilde Berchon, 2014).

En raison de ses propriétés, on le retrouve en médecine uniquement pour la conception de modèles de planification chirurgicale, ou à visée pédagogique, sans contact avec un organisme.

---

<sup>1</sup> Warping : Il s'agit d'une déformation plus ou moins importante qui peut survenir au niveau des coins du modèle lorsque le plastique refroidit et se rétracte.

### 1.3. PC : POLYCARBONATE

Le polycarbonate est l'un des plus solides matériaux thermoplastiques. Son utilisation s'adresse particulièrement aux industriels des secteurs automobiles et de l'aérospatiale pour sa haute résistance à la traction et à la flexion (Gibson et al., 2010 ; Lee et al., 2017). Du fait de ses qualités mécaniques, il impose cependant une température d'impression très élevée (jusque 300°C) et l'utilisation d'un plateau chauffant à plus de 110°C. La moindre variation de température peut provoquer des décollements de la pièce. En effet une température trop basse ou un refroidissement trop rapide peuvent entraîner une séparation des couches d'impression endommageant le modèle. Par ailleurs, il engendre une émanation de corps organiques volatiles toxiques. Du fait de ses propriétés, on ne l'utilise pas en médecine.

### 1.4. LES AUTRES PLASTIQUES

Parmi les autres plastiques disponibles on trouve notamment le nylon (polyamide) et la poudre d'alumide. L'alumide est un composé combinant du polyamide et de l'aluminium.

Le polyamide est utilisé dans l'impression de modèles 3D notamment pour la planification chirurgicale en médecine vétérinaire et humaine (Dorbandt et al., 2017 ; Itagaki, 2015 ; Javan et al., 2016), et l'éducation (Osswald et al., 2017) pour sa résistance, sa flexibilité et ses propriétés biocompatibles (Mathilde Berchon, 2014).

L'alumide est un matériau solide et résistant aux fortes températures. Néanmoins, son aspect sableux et granuleux impose le plus souvent un post-traitement important qui le rend moins intéressant.

## 2. LES CÉRAMIQUES

### 2.1. LES PRINCIPALES CÉRAMIQUES

Les céramiques peuvent être utilisées en poudre via les procédés SLS et 3DP, ou en boue de céramique avec le procédé SLA. Elles sont utilisées et connues pour leurs nombreuses qualités comme leur stabilité chimique et leur résistance mécanique et à la corrosion. Parmi les céramiques on trouve principalement la silice, la zircone, le nitrure de silicium et des biomatériaux tels que le phosphate de calcium, l'hydroxyapatite et le bioverre, tous utilisables en bio-impression (Navarro et al., 2008) (Tableau 4).

Les céramiques sont couramment utilisées en orthopédie, en dentisterie et dans les systèmes de délivrance de médicaments. Cette classe de matériaux est idéale pour les applications d'échafaudage osseux visant à réparer les fractures et les blessures graves, lorsque la capacité naturelle de l'os à guérir est supprimée. Ils sont également utilisés pour les implants de hanche, de genou, d'épaule comme revêtement, surface articulaire, ciment osseux pour réparer les blessures et pour augmenter la fixation des implants (Bose, Robertson, et al., 2018 ; Navarro et al., 2008).

## 2.2. CÉRAMIQUES EN BIO-IMPRESSION ET MÉDECINE RÉGÉNÉRATIVE

Parmi les céramiques utilisables en bio-impression on trouve notamment le phosphate tricalcique, l'hydroxyapatite et le bioverre (Fahmy et al., 2016).

Le phosphate tricalcique (TCP) existe sous forme de trois polymorphes, dont les polymorphes  $\alpha$  et  $\beta$ . La forme  $\beta$ -TCP est considérée aujourd'hui comme la forme de TCP la plus intéressante en raison de sa résistance mécanique et de sa stabilité chimique. (Fahmy et al., 2016)

L'hydroxyapatite (HA), du fait de sa similitude stœchiométrique avec la phase minérale de l'os naturel, est considéré comme un substitut osseux avec un bon potentiel de biocompatibilité (Fahmy et al., 2016). Il a été utilisé via de nombreux procédés d'impression 3D, cependant le contrôle de la porosité de l'implant est limité.

Le bioverre (BG) a pour sa part montré un grand potentiel dans la cicatrisation et la régénération des défauts osseux ces dernières années en raison de sa capacité à soutenir les ostéoblastes, à stimuler l'angiogénèse et à se lier aux tissus mous (Fahmy et al., 2016 ; Wheeler et al., 1997). Ses caractéristiques améliorent la prolifération et la différenciation des cellules souches. L'un des principaux inconvénients du bioverre est son manque de rapidité à se dégrader dans l'organisme. De ce fait, il peut rester pendant une période prolongée au sein de l'organisme (Hench, 1998).

Les céramiques telles que l'hydroxyapatite, le bioverre et le phosphate de calcium ont l'avantage de réguler positivement l'ostéogénèse et de favoriser la prolifération cellulaire. Cependant, les céramiques sont trop fragiles pour permettre une implantation dans des sites « porteurs » comme par exemple au niveau de l'articulation temporo-mandibulaire. (Fahmy et al., 2016).

### 3. LES BIO-POLYMÈRES : LES FUTURS MATÉRIAUX EN MÉDECINE

#### 3.1. LES PRINCIPAUX BIO-POLYMÈRES EN INGÉNIERIE TISSULAIRE

Parmi les principaux bio-polymères, on trouve notamment l'alginate, les polyphosphates biogéniques et la silice biogénique.

L'alginate est un polysaccharide hydrosoluble ayant des propriétés similaires à la matrice extracellulaire, il est donc intéressant pour les applications d'ingénierie tissulaire. En médecine, en tant qu'hydrogel puissant il permet la réparation du cartilage. Il induit la prolifération des chondrocytes et apporte une résistance aux tissus mous environnants. Cependant, en raison de sa vulnérabilité mécanique et de sa dégradation rapide dans l'organisme par des échanges d'ions, il est plus efficace lorsqu'il est combiné avec un autre composé comme le chitosane ou le polylactide. Cette combinaison augmente ses capacités d'attachement cellulaire pour permettre d'optimiser la régénération cellulaire. Du fait de ses propriétés, il a fréquemment été utilisé pour la réparation de fibrocartilage (Fahmy et al., 2016).

Les phosphates biogéniques sont utilisés principalement pour la création d'échafaudages poreux en ingénierie tissulaire. Biocompatibles, ils présentent la capacité de réguler la porosité de l'échafaudage et d'augmenter l'ostéoductivité en orthopédie. L'ostéoconduction correspond à la propriété passive d'un matériau à favoriser la repousse osseuse au contact du tissu osseux.

La silice biogénique est très similaire aux phosphates biogéniques. Utilisée pour la création d'échafaudage, elle a récemment été utilisée sur des études d'ingénierie tissulaire, de régénération osseuse et d'administration de médicament en raison de sa forme trabéculaire, son rôle dans la minéralisation osseuse, sa densité élevée de charge à la surface qui attire les protéines facilitant l'adhésion cellulaire et la taille variable de ses pores (Fahmy et al., 2016).

#### 3.2. LES MATÉRIAUX COMPOSITES EN INGÉNIERIE TISSULAIRE : POLYMÈRE/CÉRAMIQUE

Un certain nombre de bio-polymères ont été utilisés dans la recherche en ingénierie tissulaire. Cependant, seuls, ils ne sont pas capables de satisfaire tous les besoins pour un matériau de greffe. Pour pallier ces problèmes, des matériaux composites ont récemment été développés. L'os est un hybride de matière organique et de matière inorganique. C'est la raison pour laquelle les chercheurs ont créé des matériaux composites en associant polymères et céramiques. Les

principaux composites créés sont l'association phosphate de calcium/collagène, hydroxyapatite/polyamide, cellules/hydrogel. Moins fréquemment, on retrouve également des échafaudages composés de poly-e-caprolactone/bioverre, polycaprolactone/phosphate tricalcique avec ou sans gentamicine, Polylactide-co-glycolide (PGLA), PCL induit de gélatine, PCL/TCP. Ces matériaux composites ont un fort potentiel dans les applications comme l'ingénierie du cartilage, du tissu osseux, les systèmes de délivrance de médicament et le traitement des anomalies crâniofaciales chez l'homme (Fahmy et al., 2016).

#### 4. LES MÉTAUX EN IMPRESSION 3D

##### 4.1. LE TITANE

Le titane est un matériau très populaire pour les applications biomédicales. Il offre une bonne biocompatibilité, une bonne résistance à la corrosion, un rapport résistance/poids élevé et des propriétés d'ostéo-intégration qui le rendent particulièrement intéressant (Bose, Ke, et al., 2018 ; Parthasarathy et al., 2010) (Tableau 3).

##### 4.2. L'ACIER INOXYDABLE

L'acier inoxydable 316L, 316 et 304L sont des aciers inoxydables austénitiques <sup>2</sup>utilisés par de nombreux secteurs comme le biomédical, l'automobile et l'aérospatial. Cette catégorie d'acier est connue pour ses propriétés mécaniques, en particulier sa résistance à la traction, sa ductilité<sup>3</sup>, sa résistance à la corrosion (Carlton et al., 2016 ; DebRoy et al., 2018) (Tableau 3). Cependant, certaines de ces qualités peuvent être altérées lors de l'impression. De nombreuses études s'intéressent aux paramètres qui influencent ses propriétés mécaniques, comme la chaleur (DebRoy et al., 2018). Tout comme le titane il peut être utilisé pour la formation d'implants et de prothèses (Salmi et al., 2012).

Son faible coût et sa disponibilité en font un bon candidat dans l'industrie médicale pour les implants osseux métalliques biocompatibles (Sing et al., 2016).

---

<sup>2</sup> Acier austénitique : Ce sont des aciers contenant du chrome et du nickel, et caractérisés par une structure moléculaire cubique à faces centrées (un atome au centre de chaque face).

<sup>3</sup> Ductilité : La ductilité désigne la capacité d'un matériau à se déformer sans se rompre.



#### 4.3. COBALT ET CHROME

Parmi les métaux convoités par la fabrication additive, les alliages de cobalt (Co) et de chrome (Cr) font l'objet de nombreuses recherches. L'alliage le plus étudié est l'alliage Co-Cr-mobdylène (Mo). L'intérêt de l'ajout de mobdylène est d'augmenter la résistance à la fatigue de l'alliage. L'alliage CoCrMo a des propriétés mécaniques stables et la dureté la plus élevée parmi les matériaux métalliques biomédicaux ; sa résistance à la traction et sa résistance à l'usure est également satisfaisante et en fait un candidat prometteur (Harun et al., 2018 ; Zhonghan Wang et al., 2017) (Tableau 3).

Cependant d'autres travaux sont encore nécessaires pour améliorer ses propriétés. En effet, comparé à son concurrent le titane, des réactions d'hypersensibilité sont plus communément observées (Zhonghan Wang et al., 2017). Implanté dans l'organisme, si l'implant subit une corrosion, des ions métalliques seront alors libérés dans le système circulatoire. La majorité d'entre eux est éliminée par les fèces et l'urine. Cependant une autre partie est déposée dans les organes tels que les poumons, le foie, la rate, les reins, le squelette.  $\text{Co}^{2+}$  et  $\text{Cr}^{6+}$  sont les principaux ions libérés lors de la corrosion des alliages de CoCrMo, or ces deux ions sont cytotoxiques. Ils peuvent endommager les protéines et l'ADN, et entraîner une nécrose cellulaire et même une carcinogénèse (Zhonghan Wang et al., 2017).

#### 4.4. LES AUTRES MÉTAUX

Bien qu'on entende le plus souvent parler de titane et d'acier en fabrication additive, d'autres métaux sont également étudiés et utilisés. C'est le cas notamment de l'aluminium, du magnésium et du tantale.

Le principal inconvénient de l'aluminium est son interaction avec l'oxygène à des températures relativement basses. Ces interactions imposent des conditions environnementales parfois contraignantes pour atteindre les propriétés ciblées (DebRoy et al., 2018).

Les alliages de magnésium sont devenus des candidats prometteurs en tant que matériaux structuraux. Ils sont légers, avec une faible densité, leur rapport résistance/poids est élevé, ils favorisent la croissance osseuse et jouent un rôle dans l'attachement des cellules (Liu et al., 2017 ; Sing et al., 2016). Cependant, leur faible résistance à la corrosion et à l'usure limite encore leurs applications. La plupart des recherches visent principalement à améliorer ces deux points (Liu et al., 2017) (Tableau 3).

Parmi les métaux, on retrouve également les métaux précieux comme l'or, l'argent et le platine utilisés en bijouterie.

#### 4.5. APPLICATIONS MÉDICALES DES MÉTAUX BIOCOMPATIBLES

Les métaux sont principalement utilisés dans les applications orthopédiques. Parmi les différents métaux disponibles, le titane constitue de loin le principal métal utilisé dans le secteur médical (El-Hajje et al., 2014 ; Fahmy et al., 2016 ; Lee et al., 2017). Ses propriétés sont tout particulièrement intéressantes dans la recherche sur les implants orthopédiques. Bien que différentes tailles d'implants orthopédiques puissent être produites par les moyens conventionnels, elles ne peuvent pas atteindre le même niveau de personnalisation que par impression 3D (Tan et al., 2017).

L'alliage Ti6Al4V est le plus fréquemment rencontré dans la littérature. Il peut être produit selon différentes structures en fonction du procédé utilisé. Nombreuses sont les recherches actuelles sur les paramètres de conception d'implants en alliage Ti6Al4V par impression 3D (Barbas et al., 2012 ; Sallica-Leva et al., 2013). Il est utilisé notamment pour la conception d'implants et de prothèses en chirurgie maxillo-faciale (Singare et al., 2008 ; 2009), en neurochirurgie (Xu et al., 2016), en chirurgie thoracique (Wen et al., 2018), en ophtalmologie (Kim et al., 2018). Ses applications sont vastes et montrent de bons résultats dans le milieu médical, d'autant plus qu'il peut facilement être stérilisé pour une utilisation peropératoire.

En dehors des alliages de titane, d'autres métaux sont utilisés pour les implants orthopédiques comme l'acier inoxydable 316L et les alliages à base de cobalt (Asri et al., 2017). Ces dernières années, les chercheurs se sont également intéressés à de nouveaux candidats prometteurs : les alliages à mémoire de forme tels que les alliages nickel-titane, le magnésium (Mg) et le tantale (Ta). Le nickel-titane a par exemple été utilisé dans la conception d'un stent vasculaire pour la chirurgie reconstructrice de tissus durs ou d'organes (Wu et al., 2015). Par ailleurs, le magnésium présente des capacités à se dégrader *in vivo* et des propriétés physiques proches de l'os naturel (Asri et al., 2017).

Les métaux sont prometteurs pour les applications biomédicales du fait de leurs excellentes propriétés mécaniques et leur biocompatibilité : stents, implants pour les hanches, genoux, épaules, plaques, dentisterie... (Bose, Robertson, et al., 2018). Les applications médicales faisant l'objet actuellement de recherches sont nombreuses. Cependant, ces métaux sont encore

sujets à la corrosion dans certains environnements, affectant sur le long terme leur biocompatibilité (Asri et al., 2017).

*Tableau 3: Propriétés des métaux biocompatibles utilisables pour l'impression 3D*

<b>MÉTAUX BIOCOMPATIBLES</b>	<b>PROPRIÉTÉS</b>
<b>TITANE</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Haute résistance</li> <li>▪ Résistance à la corrosion</li> <li>▪ Faible dilatation thermique</li> <li>▪ Faible densité</li> <li>▪ Bon rapport poids/résistance</li> </ul>
<b>ACIER INOXYDABLE</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Résistance à la traction</li> <li>▪ Ductilité</li> <li>▪ Résistance à la corrosion</li> </ul>
<b>COBALT-CHROME (CoCr)</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Haute rigidité</li> <li>▪ Résistance à la corrosion</li> <li>▪ Ductilité</li> </ul>
<b>ALUMINIUM</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Métal léger</li> <li>▪ Bonnes propriétés d'alliage</li> <li>▪ Faible densité</li> <li>▪ Bonne conduction électrique</li> <li>▪ Interactions avec l'oxygène à basses températures</li> </ul>
<b>MAGNÉSIUM</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Léger</li> <li>▪ Faible résistance à la corrosion et l'usure</li> <li>▪ Faible résistance aux hautes températures</li> </ul>
<b>NICKEL</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Résistance à la corrosion</li> <li>▪ Résistance mécanique</li> </ul>
<b>TANTALE</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Faible module d'élasticité</li> <li>▪ Résistance à la corrosion</li> <li>▪ Favorise la croissance osseuse</li> </ul>

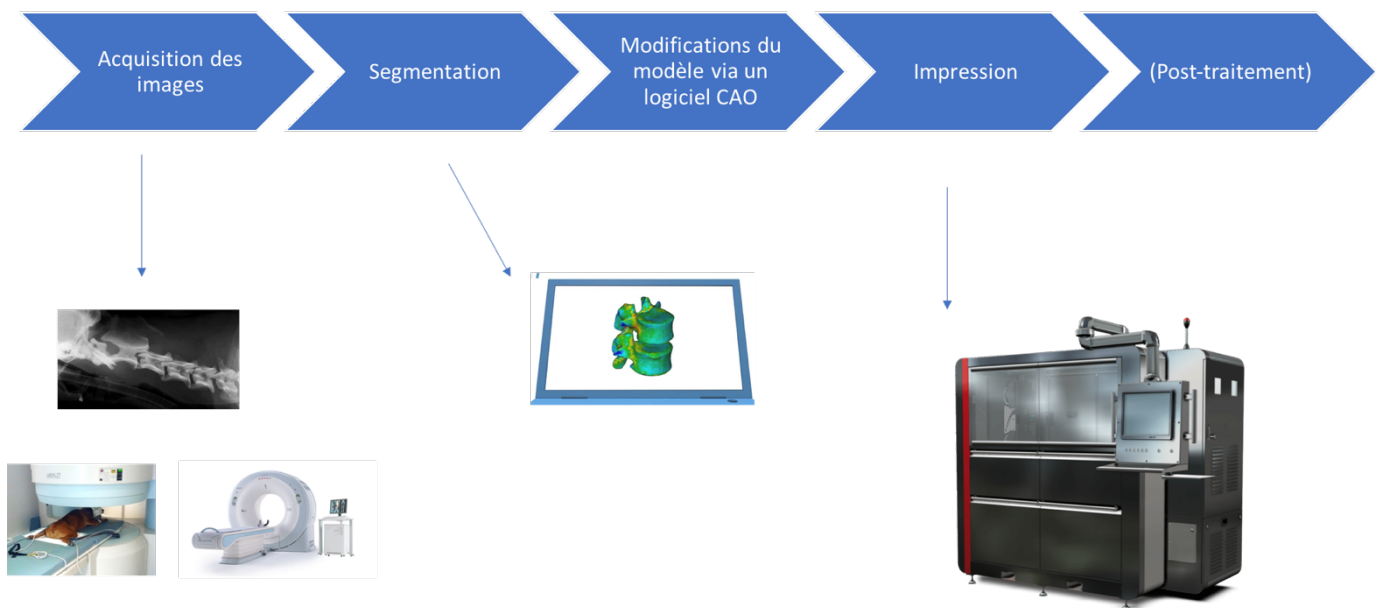
*Tableau 4: Liste (non exhaustive) des matériaux utilisables en bio-impression*

<b>MÉTAUX</b>	Titane	<b>POLYMÈRES SYNTHÉTIQUES</b>	Alginate
	Acier inoxydable		Polyphosphate biogénique
	Cobalt-chrome (CoCr)		Silice biogénique (BSi)
	Aluminium		Autres :
	Magnésium		PLGA, PEG, PVA, PMMA
	Nickel		
<b>CÉRAMIQUES</b>	Phosphates tricalcique (TCP)	<b>COMPOSITES</b>	Phosphate de calcium/collagène
	Hydroxyapatite (HA)		Hydroxyapatite/Polyamide
	Bioverre (BG)		Cellule-Matrice d'hydrogel
<b>POLYMÈRES NATURELS</b>	Collagène		
	Fibronectine		
	Acide hyaluronique		
	Chitosane		

## C. LES OUTILS DE CONCEPTION : DE L'IDÉE À LA MATÉRIALISATION TRIDIMENSIONNELLE

Quelles sont les différentes étapes de conception en trois dimensions ? De quels logiciels a-t-on besoin ? Comment procède-t-on ? Telles sont les questions les plus fréquentes des vétérinaires auxquelles nous allons tenter de répondre.

L'impression tridimensionnelle peut se découper en quatre ou cinq grandes étapes : (i) la création ou la récupération d'un modèle 3D, (ii) la segmentation, (iii) les modifications du modèle via un logiciel de conception assistée par ordinateur (CAO), (iv) l'impression, (v) l'étape de post-traitement. Cette dernière étape est facultative (Figure 18).



**Figure 18 :** Les différentes étapes de conception d'un modèle 3D

### 1. LES ÉTAPES DE LA CONCEPTION À PARTIR D'IMAGES MÉDICALES

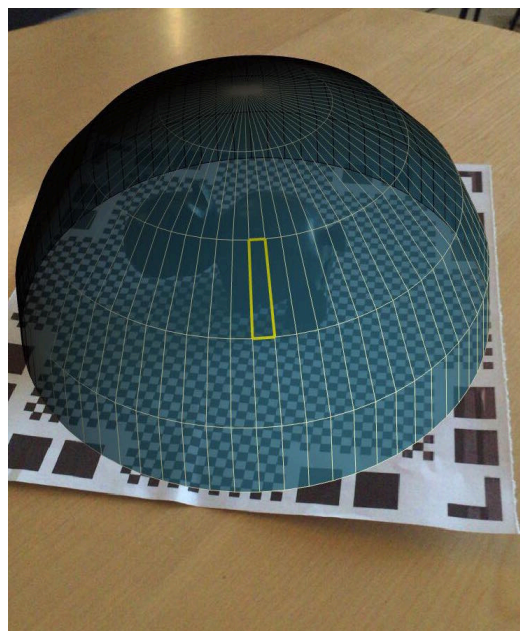
#### 1.1. ACQUISITION DES IMAGES

La première étape de la conception de modèles tridimensionnels est l'acquisition d'images. La qualité des modèles physiques 3D dépend en partie de la qualité de l'ensemble des données et du traitement informatique (Wong et al., 2017). Actuellement, les données d'image utilisées pour l'impression 3D dans le milieu médical peuvent être acquises à partir de la tomodensitométrie (TDM, scanner), de l'imagerie par résonance magnétique (IRM), de

l'échocardiographie 3D, de l'angiographie rotationnelle et de la tomographie par émission de positons (TEP) (Townsend, Pietila, 2018a ; Wong et al., 2017b).

L'acquisition d'images de bonne qualité est primordiale. Elle permet une meilleure résolution des images à traiter facilitant le traitement informatique des données en aval. Des études évaluent les paramètres idéaux pour l'acquisition d'images tridimensionnelles via la tomodensitométrie. A partir de ces études, des auteurs suggèrent que des tranches fines, de 0,65 à 1 mm, fournissent des modèles beaucoup plus détaillés et précis. Concernant l'IRM, qui a également été évaluée comme un moyen d'acquérir des données 3D, les modèles créés étaient plus petits, plus susceptibles de contenir des artefacts, plus rugueux et plus susceptibles de présenter un aspect discontinu par rapport aux modèles créés à partir d'images scanners (Hespel, 2018 ; White et al., 2008).

Avec les avancées technologiques, on voit également apparaître de nombreuses applications de scan 3D pour smartphone. L'installation est généralement gratuite, puis l'importation de chaque scan est facturée à l'unité. Ces applications sont particulièrement intéressantes pour l'acquisition de données chez les animaux exotiques de petite taille (Figure 19).



**Figure 19:** Capture d'écran de l'utilisation d'un scan 3D sur smartphone

Elles permettent d'éviter une anesthésie, et de réduire le stress en diminuant les manipulations par l'homme. La portabilité du système apporte un atout considérable en parc animalier. Toutefois, elles sont applicables uniquement à de petites pièces anatomiques externes en raison de la taille des écrans de smartphones. La résolution reste limitée et les applications sont pour des objets présentant peu de détails.

## 1.2. IMPORTATION DES IMAGES ET SEGMENTATION

La deuxième étape de conception, est la segmentation. Elle peut être décrite comme le processus de création d'une région d'intérêt (ROI<sup>4</sup>) (Townsend, Pietila, 2018b). Les informations médicales acquises par tomodensitométrie, IRM ou autre outil d'imagerie médicale avancée sont exportées sous un format appelé DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) dans un logiciel de traitement de données médicales (Hespel et al., 2014 ; Hespel, 2018).

Une fois les fichiers DICOM importés, les principales étapes consistent à isoler les structures en fonction de leur densité spécifique et de leur topographie, et à supprimer toutes les structures non désirées (par exemple les matières fécales). À ce stade, un maillage 3D numérique est créé dans le logiciel de la structure à imprimer (Hespel, 2018). Les données finales sont ensuite exportées vers un logiciel de conception assistée par ordinateur (CAO), en utilisant un format de fichier compatible tel que l'extension .STL lisibles par tous les logiciels CAO.

Un fichier STL décrit la géométrie de surface de l'objet en 3D au moyen d'une mosaïque de polygones. Pour chacun, la position de ses sommets est connue, ainsi que l'orientation de ses faces. Il faut noter que tous les logiciels de modélisation 3D ne permettent pas d'exporter directement au format STL. Cependant pour certains il suffit d'ajouter une extension ou un plug-in au modelleur pour rendre cette opération possible (Mathilde Berchon, 2014).

---

<sup>4</sup> ROI : *Region of interest*

*Tableau 5: Liste (non exhaustive) des logiciels de traitement d'images DICOM et de segmentation retrouvés dans la littérature*

<b>LOGICIELS DE TRAITEMENT D'IMAGES DICOM ET SEGMENTATION</b>	<b>SYSTÈMES D'EXPLOITATION COMPATIBLES</b>	<b>GRATUIT/PAYANT</b>
Osirix®	Apple OS X	Gratuit (version gratuite limitée)
Mimics®	Microsoft Windows	Payant
Horos®	Apple OS X	Une version gratuite et une version payante
OrthoViewVet®	Microsoft Windows, Apple OS X	Payant
Geomagic Studio ®	Microsoft Windows	Payant
InVesalius®	Microsoft Windows, Linus, Apple OS X	Gratuit
3D Slicer®	Microsoft Windows, Linus, Apple	Gratuit

### 1.3. CONCEPTION DU MODÈLE : IMPORTATION DANS UN LOGICIEL CAO

La troisième étape est axée sur l'optimisation et les modifications du modèle (Figure 20). Bien que cette étape puisse être facultative, des modifications sont souvent nécessaires pour préparer le fichier en vue d'une impression et de nombreuses considérations sont à prendre en compte en fonction de l'utilisation finale du modèle. Il est souvent nécessaire d'effectuer un lissage de la géométrie de la surface pour améliorer la qualité du produit final (Townsend, Pietila, 2018a).

Lors de la réalisation des modifications, il est important de tenir compte des limites potentielles de l'imprimante utilisée. Il faut garder à l'esprit l'utilisation et le niveau de détails que l'on souhaite et choisir un procédé d'impression en accord avec ce qu'on désire imprimer.



Avant toute impression il est recommandé d'utiliser un logiciel capable de vérifier la qualité de notre modèle et sa capacité d'impression. C'est le cas notamment du logiciel Netfabb®.

De nombreuses entreprises spécialisées dans le prototypage rapide proposent des services de création, d'impression et d'expédition des modèles contre rémunération. Le format du fichier envoyé dépend des logiciels dont dispose l'entreprise ainsi que de ses compétences. Un chirurgien peut envoyer (par e-mail ou sur un CD) ses images au format DICOM à une entreprise, à condition qu'elle réalise de l'impression 3D pour le secteur médical. Les entreprises d'impression 3D qui ne possèdent pas de logiciels de segmentation et de traitement des fichiers DICOM demandent le plus souvent l'envoi d'un fichier sous format STL directement. Le coût de fabrication du modèle dépend des dimensions, du volume, du matériau et du procédé d'impression choisis.

*Tableau 6: Liste (non exhaustive) de logiciels CAO disponibles cités dans la littérature*

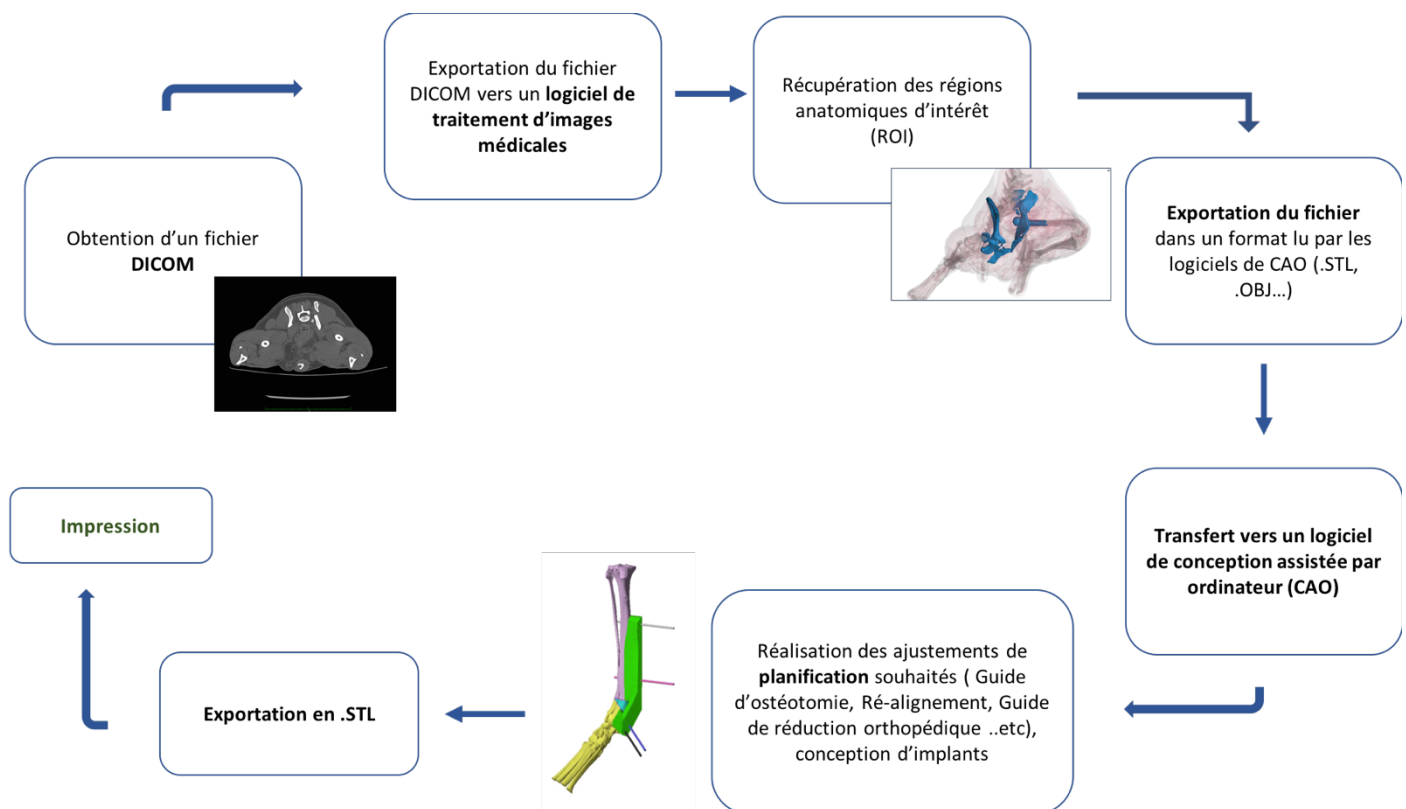
LOGICIELS DE CAO	SYSTÈMES D'EXPLOITATION COMPATIBLES	PAYANT / GRATUIT
Netfabb Professional®	Microsoft Windows, Linus, Apple OS X	Payant
Makerware®	Linus, Apple OS X, Microsoft Windows	Gratuit
Ultimaker Cura	Linus, Apple OS X, Microsoft Windows	Gratuit
Magics®	Microsoft Windows	Payant
Meshlab®	Microsoft Windows, Linux, Apple OS X	Gratuit
Blender®	Microsoft Windows, Apple OS X et Linux	Gratuit
Meshmixer®	Microsoft Windows, Apple OS X	Gratuit

#### 1.4. IMPRESSION

La dernière étape consiste à exporter le fichier vers un logiciel compatible avec l'imprimante choisie (Figure 20). Lors d'impressions avec une imprimante personnelle il est important de toujours s'assurer de la compatibilité des logiciels avec l'imprimante.

#### 1.5. LE RÔLE CLÉ DES IMAGEURS

Lors de la conception d'un modèle, les différentes étapes requièrent des compétences en imagerie, en médecine, en informatique, en physique. Quant aux imageurs ont un rôle clé en tant que consultant auprès du chirurgien pour la segmentation, ou pour la modification et la conception de modèles spécifiques (Javan et al., 2016).



**Figure 20:** D'un fichier DICOM à l'impression : Les étapes de la conception

## 2. EXEMPLES CONCRETS D'APPLICATIONS : ÉTUDE EXPÉRIMENTALE

Au cours de cette thèse, deux modèles anatomiques ont pu être imprimés :

- Un crâne de lapin avec un plateau dentaire sain ;

- Un bassin de chien accidenté, imprimé selon deux procédés différents et avec deux matériaux différents.

Les objectifs de cette expérience étaient triples : (i) mieux faire comprendre les étapes de la conception de modèles 3D, (ii) comparer deux stratégies possibles de conception, (iii) montrer à des étudiants vétérinaires l'intérêt des modèles 3D en chirurgie.

## 2.1. MATÉRIEL ET MÉTHODE

### 2.1.1. Cas 1 : Impression d'un crâne de lapin

Pour l'acquisition des données d'imagerie, nous avons utilisé les images tomographiques d'un lapin de 3 mois, pesant 0,890kg. La tomodensitométrie du crâne avec et sans produit de contraste ont été réalisées à l'aide d'une machine Brightspeed (General Electric), 16 coupes disponible sur le site de l'École Nationale Vétérinaire de Toulouse. Après induction de l'anesthésie, elle a été maintenue au masque par une anesthésie volatile (Isoflurane 2%) au cours de l'acquisition des images.

Les images ont été visualisées sur un logiciel de traitement d'images médicales (Horos®) et aucune anomalie dentaire n'a été observée. Elles ont ensuite été exportées au format DICOM vers un logiciel de segmentation *Open Source* (3D Slicer®). De nombreux sites tutoriels sur internet ont permis de comprendre comment utiliser le logiciel pour segmenter et obtenir les régions d'intérêt (ROI). Pour cela nous avons utilisé notamment les outils *Volume rendering*, *Crop* et *Segment editor* proposés par le logiciel. Le fichier obtenu a ensuite été exporté sous format .STL vers un logiciel CAO (Catia®) qui a permis de corriger les imperfections et d'assurer que le modèle était imprimable en l'état. Une fois le modèle validé il a ensuite été imprimé en plastique (ABS) blanc à l'aide d'imprimante FDM.

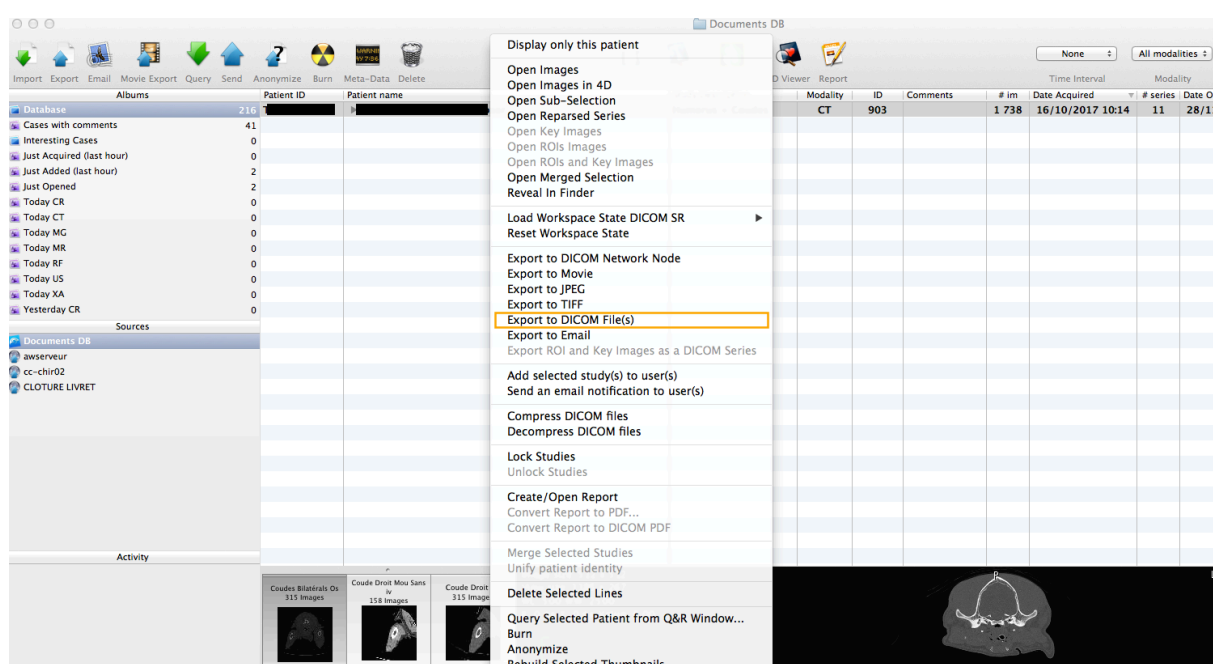
### 2.1.2. Cas 2 : Impression d'une fracture complexe de bassin chez un chien pinscher accidenté

Un chien pinscher nain, mâle de 6 ans, pesant 4kg a été admis au cours de l'année 2018 à l'École Nationale Vétérinaire de Toulouse en urgence pour la prise en charge d'un accident de la voie publique. Un scanner du bassin a été réalisé, révélant une double fracture sur l'aile de l'ilium gauche avec : présence d'une petite esquille (3mm), fracture complète de la table ischiatique droite, luxation coxo-fémorale à gauche sans signe de fracture associée et disjonction sacro-iliaque bilatérale plus marquée à droite. Une prise en charge chirurgicale a été décidée. Une

capsulorraphie, une suture ilio fémorale de l'articulation coxo-fémorale gauche et une réduction des fractures de l'ilium gauche par pose de deux plaques d'ostéosynthèse ont été réalisées.

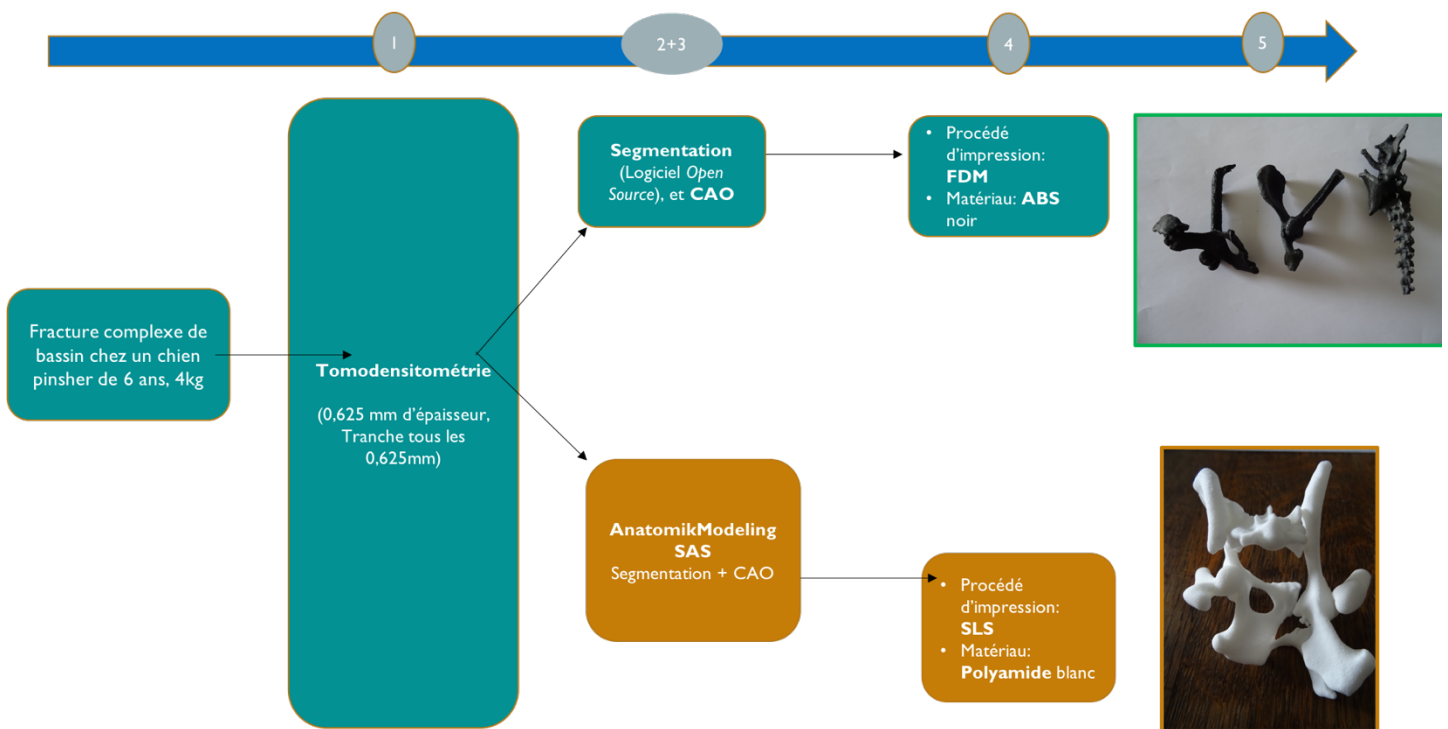
Dans le cadre de notre expérimentation, nous avons choisi d'utiliser les données d'imagerie médicale de ce patient en raison de la complexité de la prise en charge chirurgicale.

Pour cela nous avons exporté les images de tomodensitométrie au format DICOM (Figure 21). Puis nous avons traité les images de deux manières : un fichier au format DICOM a été sous-traité par une entreprise externe tandis qu'un autre a été traité par nous en procédant de la même manière que pour le crâne de lapin présenté précédemment (Figure 22).

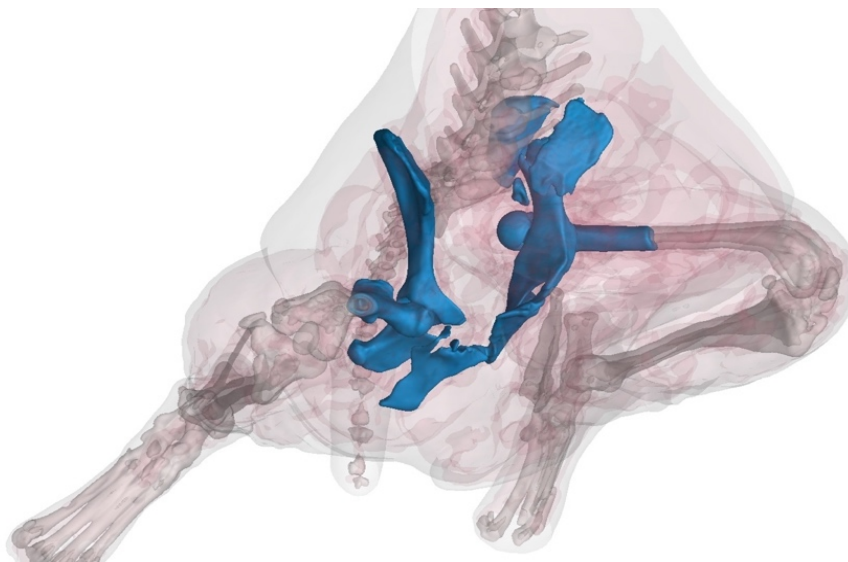


**Figure 21:** Exportation des images de tomodensitométrie au format DICOM (Capture d'écran E.Blaud)

L'entreprise avec laquelle nous avons travaillé est spécialisée dans le traitement d'images médicales, la conception d'implants et de prothèses sur-mesure (AnatomikModeling SAS, Toulouse, France). La segmentation a été réalisée à l'aide d'un logiciel professionnel de traitement d'images médicales (Volume graphics®). Le modèle a ensuite été imprimé en polyamide blanc à partir d'un procédé SLS. De notre côté, nous avons imprimé le modèle avec de l'ABS noir par procédé FDM afin de pouvoir comparer les deux modèles.



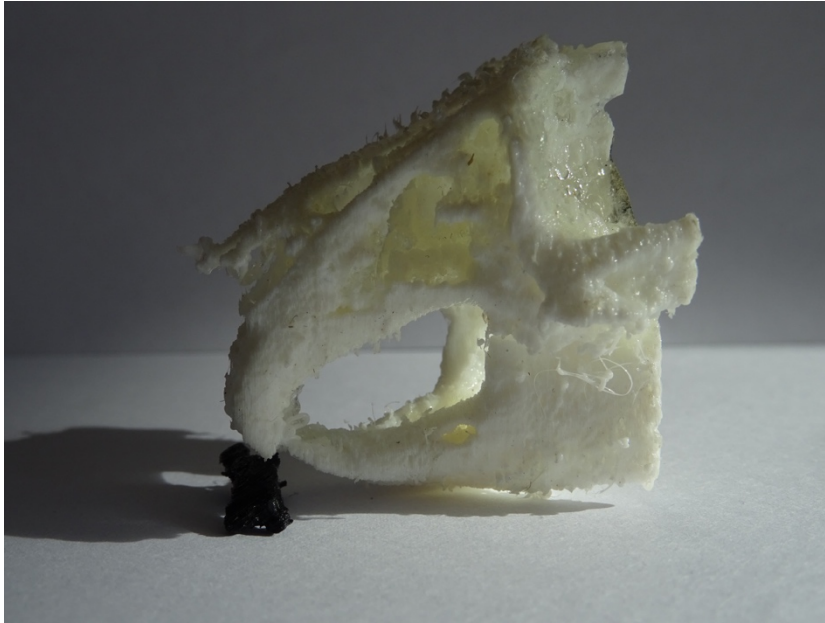
**Figure 22:** Étapes de conception de deux modèles de bassin chez un chien pinscher de 6 ans. Étude expérimentale.



**Figure 23:** Visualisation informatique de l'étape de segmentation et sélection des régions d'intérêt d'un bassin de chien. Image prise et réalisée par AnatomikModeling

## 2.2. RÉSULTATS ET DISCUSSION

### 2.2.1. Crâne de lapin



**Figure 24:** Photographie d'un modèle de crâne de lapin imprimé avec un procédé FDM en ABS blanc. *E.Blaud*

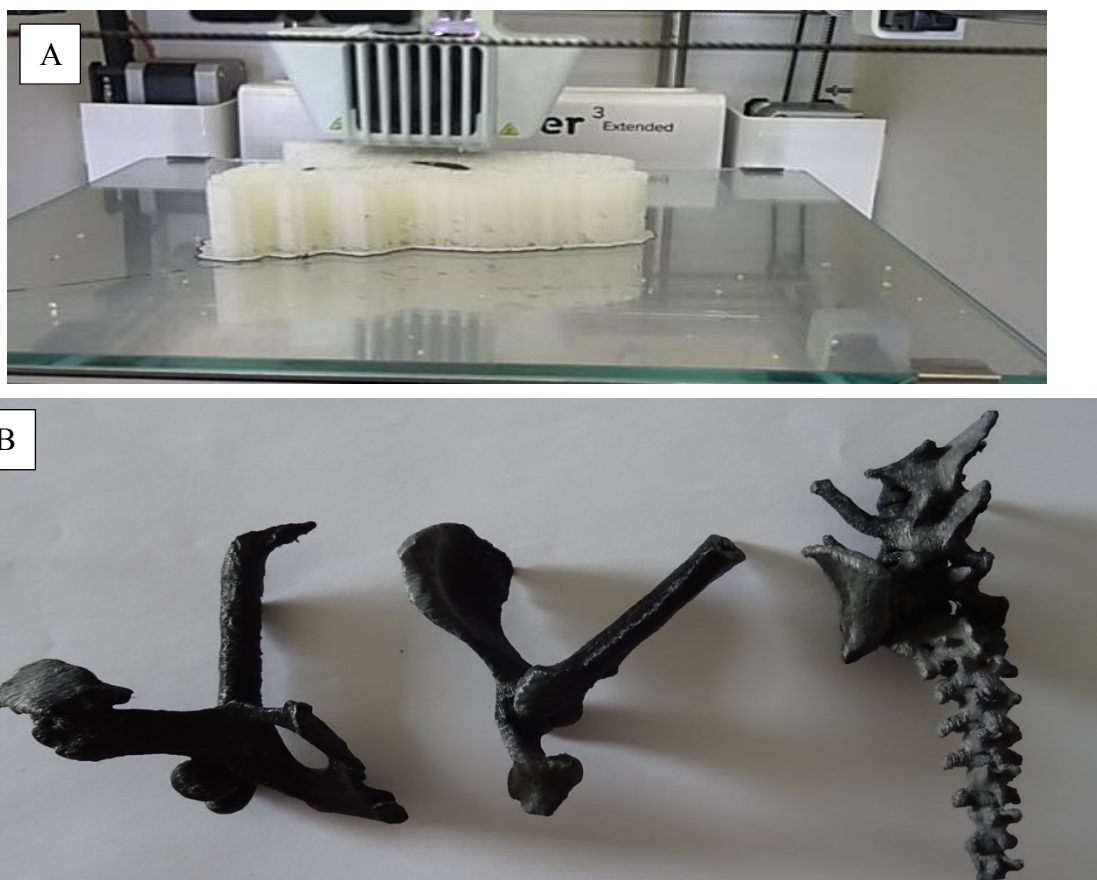
Le résultat du crâne a été légèrement décevant. Le modèle était parsemé de trous et de défauts anatomiques non réels. Par ailleurs, la surface était granuleuse ce qui nécessitait un post-traitement de ponçage pour un meilleur rendu, un acte qui peut engendrer une perte de qualité du modèle et surtout d'information anatomique. De surcroît, le plateau dentaire ne présentait aucun détail anatomique alors qu'il s'agissait de notre objectif de base.

Pourquoi le rendu est-il inférieur à nos attentes ? Il existe plusieurs explications à cela. Tout d'abord, la qualité d'acquisition des données peut être mise en cause. Bien que les images tomographiques soient d'excellente qualité (151 images ; 0,625mm d'épaisseur ; 0,625mm d'espacement), cela reste insuffisant pour assurer une bonne définition dans le cas d'un animal de très petite taille tel que le lapin. Pour obtenir un crâne avec un plateau dentaire en 3D détaillé sur un animal de ce gabarit, il faudrait une épaisseur de couche beaucoup plus fine. L'idéal en terme de résolution serait d'avoir recours à un Micro CT-scan (Microtomographie à rayons X) dont la résolution est de l'ordre du micromètre pour permettre une reproduction 3D parfaitement détaillée. Cependant, ces scanners exposent les animaux à des doses de rayonnement ionisant très élevées pouvant causer de graves lésions tissulaires et ne sont donc pas envisageables sur animal vivant. Actuellement, à notre connaissance, aucune étude évaluant

et déterminant la résolution d'image minimale nécessaire pour l'impression 3D d'une région anatomique précise n'a été publiée.

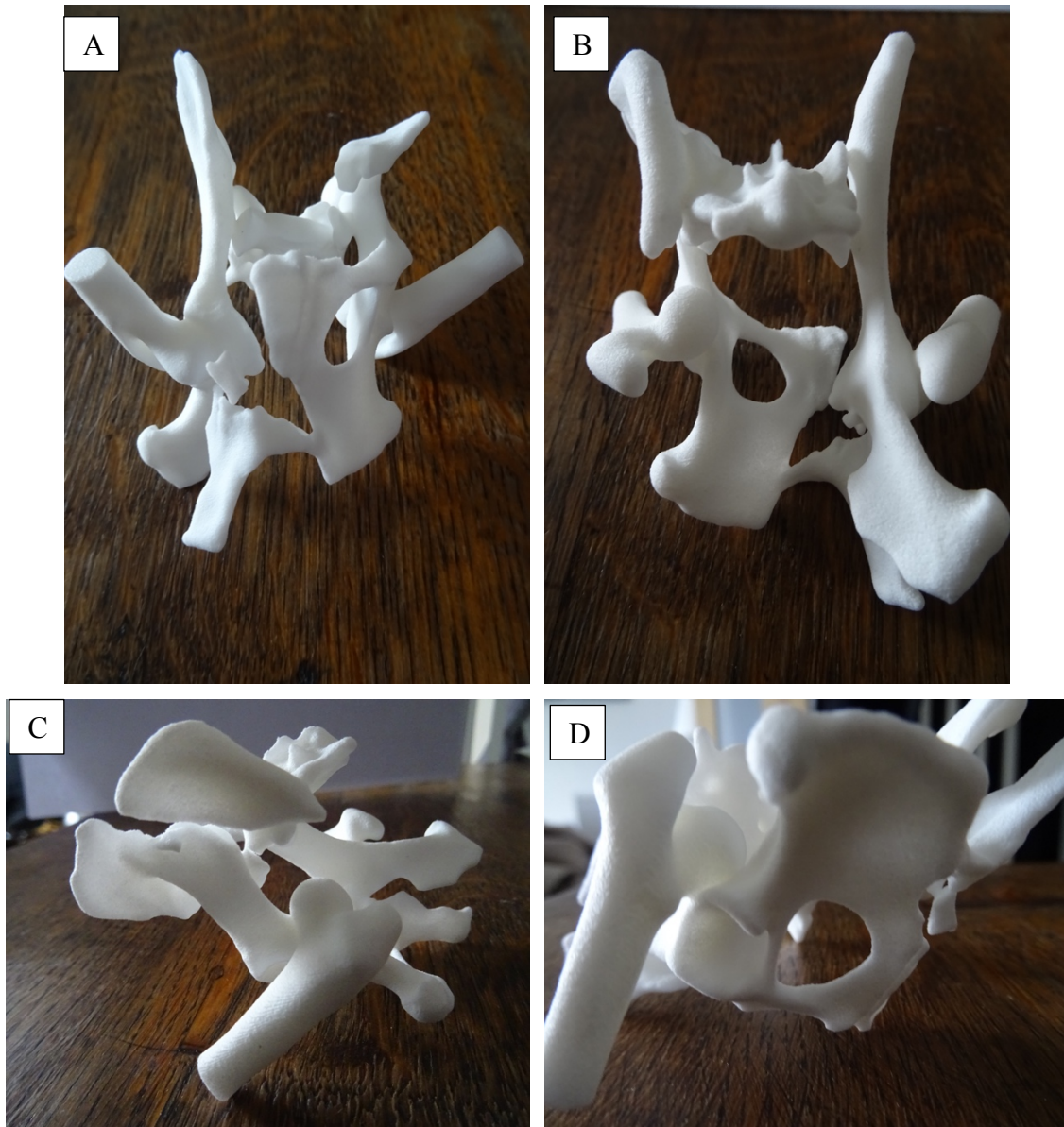
Ensuite, le traitement informatique des images peut également être mis en cause. Cette étape est conditionnée par quatre paramètres : la qualité des images médicales, l'expertise et le savoir-faire informatique de l'opérateur, le logiciel de traitement et enfin la complexité de la région anatomique que l'on souhaite reproduire. Dans notre cas, le traitement informatique des images a été réalisée par nous sans que nous ayons une quelconque formation. Bien que cela ait permis tout de même de réaliser un modèle 3D, un apprentissage plus approfondi et répété serait nécessaire pour obtenir de meilleurs résultats. De plus, au cours de l'acquisition des images tomographiques, l'anesthésie du lapin a été maintenue par une anesthésie volatile au masque. De ce fait, les images dentaires et la jonction entre les mâchoires inférieure et supérieure présentaient des superpositions rendant la sélection informatique des régions d'intérêt beaucoup plus compliquée. Il aurait fallu intuber l'animal pour faciliter le traitement des images dentaires.

#### 2.2.2. Bassin de chien



**Figure 25:** Photographie d'un modèle 3D de bassin de chien à l'échelle 1 (B), imprimé par un procédé FDM en ABS noir (A). *E.Blaud*





**Figure 26:** Photographies d'un modèle 3D de bassin de chien en polyamide blanc, à taille réelle, réalisé par l'entreprise AnatomikModeling à l'aide d'un procédé SLS. (A) vue ventrale (B) vue dorsale (C) Vue latérale gauche (D) visualisation de la luxation coxo-fémorale gauche.

Les modèles 3D du bassin nous ont permis de comparer deux procédés d'impression, deux matériaux et deux techniques de traitement informatique d'images différents : l'un réalisé par nous (Figure 25) et l'autre entièrement confectionné par l'entreprise AnatomikModeling depuis le traitement des images médicales jusqu'à l'impression (Figure 26).

Le modèle que nous avons réalisé (Figure 25) est ressorti de l'impression en plusieurs parties. Cela résulte d'une erreur du traitement informatique des images : d'une part une mauvaise



sélection des régions anatomiques, et d'autres part l'absence de création de liaison entre les os qui ne se touchaient pas à partir du logiciel CAO. De plus, le modèle présentait des strates correspondant à chaque couche déposée par l'imprimante (Figure 25). Ces couches sont dues au traitement informatique imparfait, au procédé d'impression et au choix d'orientation tridimensionnelle de l'objet lors de l'impression (axes x,y,z). A l'inverse, le modèle que nous avons sous-traité présente une meilleure finition, tous les zones de fracture sont présentes sur une seule pièce (dont les esquilles de taille millimétrique), et les couches d'assemblage ne sont pas visibles (Figure 26). Par ailleurs, aucun post-traitement n'est nécessaire avec le procédé SLS.

Concernant le choix de couleur d'impression, à notre sens le blanc permet une meilleure visualisation des reliefs anatomiques comparativement au noir.

L'impression de ces trois modèles nous a permis d'illustrer l'importance de chaque étape de la conception et les difficultés que l'on peut rencontrer. Les étapes sont liées les unes aux autres et conditionnent le résultat final. En effet, pour faciliter et améliorer le traitement informatique des données médicales, il faut disposer d'images de bonne qualité en adéquation avec l'objectif recherché (bonne résolution et bon positionnement de l'animal). De même, la précision du procédé d'impression doit être en accord avec la résolution des images et des objectifs recherchés. Ainsi, utiliser un procédé d'impression d'excellente résolution pour un modèle 3D de résolution inférieure ne permettra pas l'impression d'un modèle de bonne finition, et inversement.

De surcroît, comme l'illustre le modèle 3D de bassin, à partir de mêmes images tomographiques on peut arriver à des résultats très différents selon nos compétences et nos choix d'impression. Le choix personnel du vétérinaire de réaliser soi-même toutes les étapes de conception ou de sous-traiter dépend des compétences et objectifs de chacun. Bien qu'accessible, un temps d'apprentissage plus ou moins long des logiciels de traitement sera forcément nécessaire.

**PARTIE II : UTILISATION DE L'IMPRESSION 3D EN  
MÉDECINE HUMAINE ET VÉTÉRINAIRE CANINE : ÉTUDE  
BIBLIOGRAPHIQUE DES RAPPORTS DE CAS**

# **A. PLANIFICATION CHIRURGICALE ET CONCEPTION DE GUIDES CHIRURGICAUX**

## **1. PLANIFICATION CHIRURGICALE**

### **1.1. CONTEXTE : INTÉRÊT DE L'IMPRESSION 3D ?**

Avec l'émergence rapide de la technologie d'impression 3D, les chirurgiens se sont intéressés aux applications médicales dans presque tous les domaines de la chirurgie et tout particulièrement dans le domaine de la chirurgie orthopédique (Lal, Patralekh, 2018).

La planification préopératoire est un aspect important pour toute chirurgie. Les chirurgiens planifient et répètent mentalement l'intervention en utilisant différentes modalités d'imagerie qui permettent de fournir des détails sur les anomalies anatomiques par rapport à l'anatomie normale d'un patient dans le but de réduire les risques chirurgicaux. À l'heure actuelle, la plupart des plans préopératoires sont réalisés soit sur la base de radiographies conventionnelles, soit d'un scanner (tomodensitométrie) ou d'IRM (Wong et al., 2017a). Cependant, ces outils présentent quelques limites pour la planification. Les images 2D et 3D obtenues sont affichées sur un écran d'ordinateur et visualisées sur une surface bidimensionnelle ce qui ne permet pas de perception physique du modèle, en particulier dans les cas compliqués. Les images ne peuvent pas être manipulées dans l'espace. Il existe aujourd'hui deux techniques de fabrication tridimensionnelle d'un objet : une technique soustractive et une technique additive. La technique de conception tridimensionnelle soustractive présente l'avantage d'être peu onéreuse, cependant les objets sont peu précis et ne peuvent pas être stérilisés si nécessaire. De ce fait, l'impression 3D par fabrication additive est présentée comme un nouvel outil médical innovant.

Les modèles physiques réalisés par la technologie d'impression en 3D donnent aux chirurgiens une impression réaliste tridimensionnelle de structures complexes, permettant une planification et une simulation chirurgicale avant les opérations. Le chirurgien peut avoir une meilleure représentation spatiale de l'anatomie du patient et manipuler le modèle. Autrement dit, l'impression 3D apporte un atout supplémentaire aux outils d'imagerie médicale avancée.

### **1.2. CHIRURGIE ORTHOPÉDIQUE ET NEUROCHIRURGIE**

Depuis la fin des années 90, l'impression 3D se développe rapidement en médecine humaine et émerge depuis peu en médecine vétérinaire. En chirurgie orthopédique et neurochirurgie elle

est utilisée dans le cadre de chirurgies complexes de la colonne vertébrale (Mao et al., 2010 ; Yang et al., 2015), de fractures du bassin, de fractures des membres postérieurs (Bagaria, Chaudhary, 2017 ; DeTora, Boudrieau, 2016 ; Harrysson et al., 2003 ; Hurson et al., 2007) et de déformations osseuses des membres antérieurs (Crosse, Worth, 2010).

Pour illustrer et mieux comprendre l'utilisation de l'impression 3D dans la planification chirurgicale orthopédique et la neurochirurgie, quelques exemples de cas en médecine humaine et en médecine vétérinaire sont détaillés ici selon la localisation anatomique. L'ensemble des exemples présentés, ainsi que d'autres exemples supplémentaires, sont regroupés de manière synthétique dans un tableau bilan annexe où sont détaillés pour chacun d'eux la pièce imprimée, le contexte, le(s) logiciel(s) de conception, le procédé d'impression et le(s) matériau(x) utilisé(s) par les auteurs (Annexe 3).

#### 1.2.1. Déformations osseuses complexes des membres

La complexité de certaines déformations des membres a placé le prototypage rapide comme un outil complémentaire et attrayant de planification chirurgicale en médecine humaine et vétérinaire. Plusieurs rapports de cas ont été publiés dans la littérature vétérinaire (Crosse, Worth, 2010 ; DeTora, Boudrieau, 2016 ; Dismukes et al., 2008 ; Kim et al., 2017). En 2010, Crosse et Worth rapportent l'utilisation du prototypage rapide pour la correction chirurgicale d'une déformation radius/ulna complexe chez un chien croisé Chihuahua de six ans. L'utilisation d'un modèle 3D imprimé en plastique a présenté un intérêt en raison d'une complexité inhabituelle des déformations, de la taille miniature du chien imposant un placement très précis des broches de fixation et d'un manque de précision des outils d'imagerie médicale avancée standard.

En 2003, Harrysson et al., publient un rapport de cas sur la prise en charge de déformations bilatérales complexes multifocales des membres pelviens chez un jeune chien Berger Allemand d'un an, assisté par prototypage rapide. Le chien présentait des déformations angulaires et rotationnelles affectant les deux fémurs et les deux tibias. Face à la nature inhabituelle et complexe des lésions, l'examen orthopédique et les radiographies étaient insuffisantes pour une planification préopératoire.

Les images de tomодensitométrie ont été converties à l'aide du logiciel Mimics® de Materialise® (Harrysson et al., 2003). Trois modèles grandeur nature ont été imprimés en polyuréthane à l'aide d'un procédé de stéréolithographie.

Après avoir travaillé un certain temps sur les modèles 3D imprimés (Figure 27), le plan chirurgical initialement prévu uniquement avec l'imagerie a été modifié. Deux modèles ont été utilisés en chirurgie comme référence afin que le chirurgien puisse y avoir accès tout au long de son intervention chirurgicale (Figure 27). Le chirurgien a suivi pendant la chirurgie la procédure répétée la veille sur les modèles et a fréquemment consulté les modèles au cours de l'intervention chirurgicale.



**Figure 27 :** Photographies de répétitions pré-chirurgicales sur modèles 3D (a) et de la consultation en salle d'opération (b).

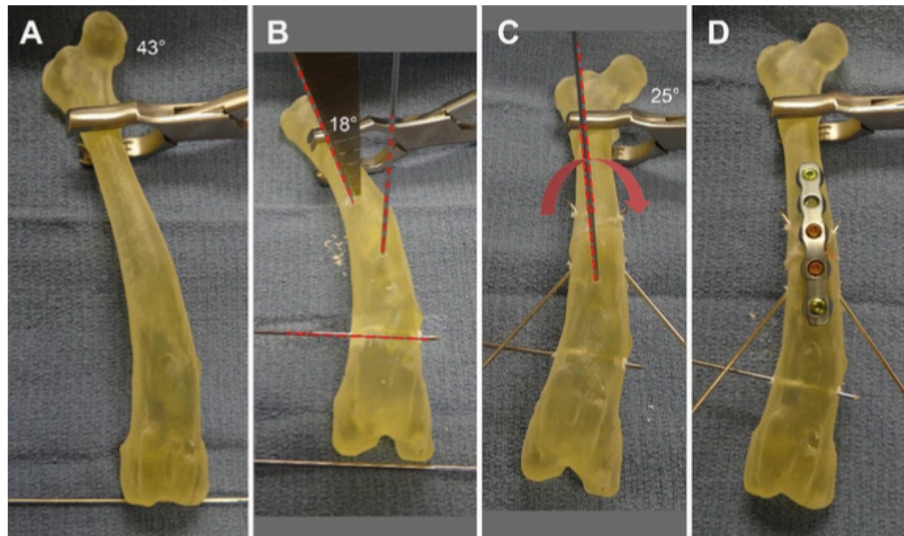
*Photographies extraites de Harrysson et al., 2003*

A la suite de ces deux rapports de cas, les auteurs rapportent une influence positive des modèles 3D dans la prise en charge chirurgicale. La possibilité de planifier, de répéter l'intervention chirurgicale, de tester les différents sites d'ostéotomies envisageables à l'avance permet d'évaluer la meilleure approche chirurgicale et d'économiser un temps précieux en salle d'opération (Crosse, Worth, 2010 ; Harrysson et al., 2003).

Plus récemment, en 2006, DeTora & Boudrieau ont décrit une technique chirurgicale de correction de déformation angulaire et/ou torsion distale complexe du fémur chez quatre chiens (cinq membres) à l'aide d'une planification préopératoire utilisant la stéréolithographie (Annexe 3). A partir des images obtenues par imagerie (radiographies, scanner), des modèles 3D à base de résine d'époxy ont pu être imprimés. Les ostéotomies correctrices ont été simulées sur les modèles 3D imprimés grandeur nature (Figure 28) selon les mesures calculées en tenant

compte du CORA<sup>5</sup> (*Center Of Rotation Angle*) pour permettre une répétition préopératoire et une meilleure anticipation chirurgicale.

Bien que les chirurgiens aient été très satisfaits, la planification préopératoire sur des os imprimés présente certaines limites puisqu'elle ne tient pas compte notamment des contraintes imposées par les tissus mous environnants. Ces contraintes doivent être prises en compte par le chirurgien pour sa planification chirurgicale.



**Figure 28 :** Répétitions préopératoires sur modèles 3D, imprimés par un procédé de stéréolithographie : simulation d'ostéotomie correctrice avec fixation de plaque. *Photo d'après DeTora & Boudrieau, 2006*

### 1.2.2. Neurochirurgie intracrânienne

Les neurochirurgiens rencontrent certaines des structures anatomiques les plus compliquées du corps. En effet, les relations structurelles complexes entre les structures cérébrales, les vaisseaux, les nerfs crâniens et l'architecture de la base du crâne peuvent être difficiles à apprécier entièrement en se basant uniquement sur l'imagerie. Or, toute erreur chirurgicale peut avoir des conséquences potentiellement dévastatrices (Klein et al., 2013). C'est pourquoi les chirurgiens planifient rigoureusement leurs interventions à l'aide d'imagerie médicale avancée

---

<sup>5</sup> Le CORA (*Center Of Rotation Angle*) est le point de rotation idéal permettant une restitution parfaite des axes mécaniques et anatomiques. (*Université de Nantes, Faculté de médecine*)

comme l'IRM car elle permet de montrer une distinction claire entre la zone à réséquer et le tissu cérébral sain environnant. Toutefois, lors de l'intervention chirurgicale cette distinction est souvent peu visible. La transposition entre images virtuelles vues sur un écran 2D et la réalité en 3D est compliquée. Il peut être difficile de déduire la profondeur avec précision et d'avoir une interprétation volumétrique précise d'une série de tranches d'images IRM seules (Spottiswoode et al., 2013).

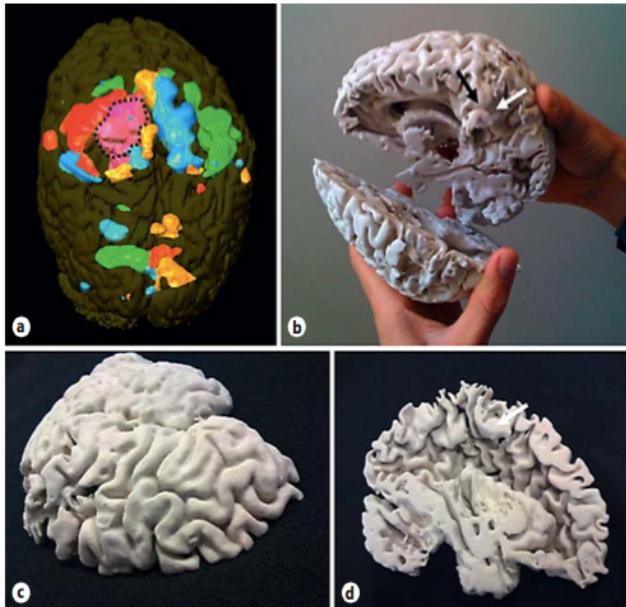
De plus, le système cérébro-vasculaire varie considérablement entre chaque individu. Les modèles d'entraînement en plastique ou les animaux traditionnellement utilisés ne peuvent reproduire toute la variabilité possible des patients. Dans ce contexte, en médecine humaine, Spottiswoode et al. s'intéressent au rôle de la planification neurochirurgicale dans la résection des tumeurs cérébrales en utilisant des modèles anatomiques tridimensionnelles spécifiques au patient indiquant clairement l'emplacement et l'étendue d'une tumeur par rapport aux structures adjacentes. Dans un rapport de cas, ils s'intéressent à deux patients présentant des lésions tumorales à proximité du cortex moteur (Annexe 3) (Spottiswoode et al., 2013). Pour le premier patient ils ont imprimé l'intégralité du cerveau et du cervelet (Figure 30), tandis que pour le deuxième patient seule la région atteinte a été imprimée (Figure 29).

Les régions d'intérêt ont été peintes manuellement après impression du modèle. L'impression a été réalisée en utilisant un polymère d'acrylique et un procédé de material jetting. Le modèle 3D présentait une erreur dimensionnelle moyenne de 0,5mm (écart type de 0,19mm) et une erreur relative moyenne de 4,6% (écart type de 6,7%) sur l'ensemble des mesures.

En neurologie, plusieurs solutions stéréotaxiques ont été développées pour planifier et réaliser des interventions chirurgicales guidées par des images IRM avec une précision de localisation inférieure à 1mm. Cependant, ce sont des systèmes coûteux et les changements de position du cerveau survenant pendant la craniotomie peuvent entraîner le retrait inutile de tissus viables (Spottiswoode et al., 2013).

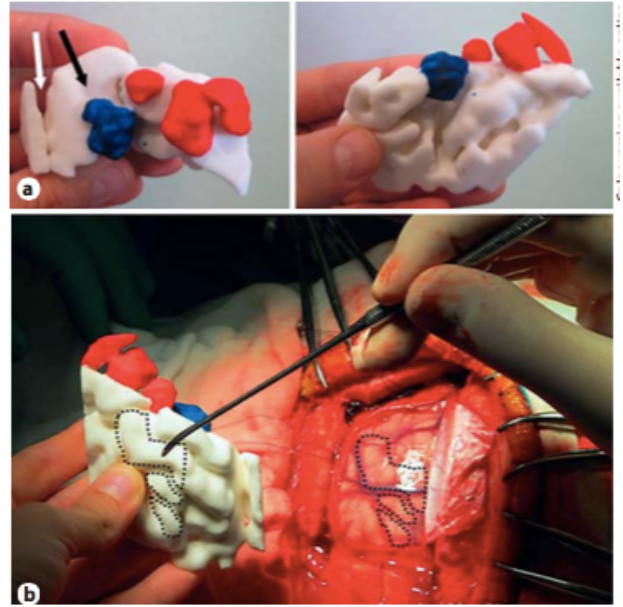
Spottiswoode et al., utilisent les données d'IRMf (Imagerie par Résonance Magnétique Fonctionnelle) pour la conception de leurs modèles 3D. Cet outil permet d'introduire des informations supplémentaires qui peuvent influencer le point d'entrée et la trajectoire choisis par le neurochirurgien

L'anatomie sulco-gyral<sup>6</sup> fournit des informations de structure pour permettre une navigation intuitive par rapport à la surface réelle du cerveau. Les modèles 3D donnent en outre des indications claires sur la profondeur et l'étendue des tumeurs et leur relation spatiale avec les zones corticales éloquentes. Cependant l'impression d'une seule région d'intérêt peut poser des problèmes d'orientation (Spottiswoode et al., 2013).



**Figure 30:** Exemple d'impression d'un cerveau entier en utilisant la fabrication additive pour la planification préopératoire. Photos d'après Spottiswoode et al., 2013

(a) Image informatique La tumeur est délimitée par des pointillées. (b) : Modèle 3D spécifique au patient. La flèche blanche indique la tumeur. La flèche noire indique l'aire de la main droite motrice. (c) (d) : Détails de la matière grise. La flèche blanche indique la tumeur



**Figure 29:** Exemple d'impression d'une région spécifique du cerveau dans un cadre de planification chirurgicale. Photos d'après Spottiswoode et al., 2013

Pour la conception d'un modèle 3D en neurologie il est important de tenir compte de certains paramètres pour assurer la fiabilité du modèle. Cela comprend le procédé d'impression, le choix des matériaux, et surtout la précision de la technique d'imagerie dont va découler le modèle 3D. Dans l'étude de Spottiswoode et al., l'IRM avait une résolution de  $1 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$ , alors que

<sup>6</sup> L'anatomie sulco-gyral détaille les sillons (sulcus : pli concave) et gyri (gyrus : pli convexe) du cortex cérébral.



le procédé d'impression utilisé disposait d'une résolution de construction meilleure de  $0,042 \times 0,047 \times 0,089 \text{ mm}^3$ . La qualité du modèle 3D dépendra donc non seulement du procédé d'impression et des matériaux choisis, mais également de la qualité de résolution de l'outil d'imagerie utilisé. Pour l'impression de modèles de boîte crânienne, Salmi et al. ont étudié la précision obtenue selon le procédé d'impression choisi. Ils se sont intéressés à trois procédés : SLS, 3DP et Polyjet<sup>TM</sup> (Salmi et al., 2013). Leur étude montre un pourcentage d'erreur inférieur avec le procédé Polyjet<sup>TM</sup>.

### 1.2.3. Les anévrismes cérébraux

En médecine humaine, l'utilisation de l'impression 3D trouve également son intérêt pour la planification du traitement chirurgical des anévrismes intracrâniens. Une condition préalable à la chirurgie de l'anévrisme cérébral est une compréhension approfondie et parfaite de sa forme, et de ses relations de position avec les autres vaisseaux, le cerveau, les nerfs crâniens (Mashiko et al., 2015). Selon les rapports de cas publiés en médecine humaine, l'impression d'un modèle 3D aide à la prise de décision de la stratégie chirurgicale du neurochirurgien. Actuellement, plusieurs chirurgiens se penchent sur le développement d'un protocole d'impression 3D d'anévrisme précis, rapide et surtout peu coûteux. Plusieurs imprimantes sont donc actuellement étudiées ainsi que divers matériaux afin de mettre en place une procédure peu coûteuse, utilisable en routine et dans les situations d'urgence (Mashiko et al., 2015). En médecine vétérinaire, les cas d'anévrisme cérébral sont très rares et très peu décrits dans la littérature (Bertolini, 2013). De ce fait, l'application de l'impression 3D semble limitée dans ce contexte.

### 1.2.4. Les chirurgies rachidiennes

Les chirurgies de correction des déformations rachidiennes bénéficient également de plus en plus de l'aide des modèles 3D spécifiques pour la planification chirurgicale.

Pour les chirurgies cervicales, l'utilisation de vis pédiculaires a été approuvée et appliquée par la majorité des chirurgiens orthopédiques et des neurochirurgiens en médecine humaine. Toutefois, un mauvais positionnement des vis peut entraîner des complications neurovasculaires graves (Yang et al., 2015). Pour réduire le taux d'incidence d'erreurs de placement et de complications neurovasculaires plusieurs programmes d'imagerie informatique ont été développés. En médecine humaine en 2015, Yang et al., publient une étude rétrospective, incluant 126 patients, visant à évaluer l'efficacité du prototypage rapide comme

outil de planification chirurgicale pour les chirurgies correctrices de scoliose idiopathique chez les adolescents par rapport aux méthodes de planification conventionnelles. Les résultats ont été très satisfaisants et ont montré des avantages pré et per opératoire.

L'utilisation de modèles 3D pour la planification chirurgicale rachidienne en médecine vétérinaire est particulièrement intéressante. La complexité de la prise en charge des fractures vertébrales et des subluxations atlanto-axiales par exemple, peut être un défi pour le chirurgien (Hespel, 2018). La possibilité d'une visualisation 3D de l'anatomie exacte du patient, de sa manipulation et de l'évaluation du placement des vis ou des plaques directement avant l'intervention seraient tout particulièrement intéressantes.

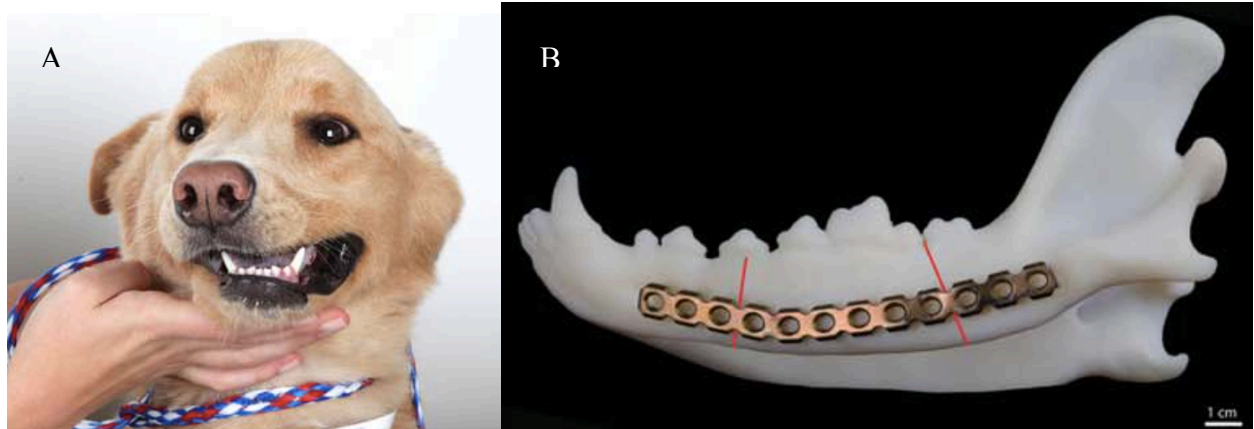
### 1.3. CHIRURGIE MAXILLO-FACIALE ET STOMATOLOGIE

Le domaine de la chirurgie vétérinaire maxillo-faciale a évolué rapidement ces dernières années (Winer et al., 2017). Les progrès médicaux, les innovations diagnostiques et thérapeutiques, la volonté accrue des clients de poursuivre des soins chirurgicaux avancés pour leur animal de compagnie poussent les chirurgiens à réaliser des interventions chirurgicales de plus en plus complexes. Cependant, toute intervention chirurgicale compliquée impose une planification rigoureuse et méticuleuse. Le chirurgien doit prendre en compte l'anatomie, la géométrie des structures faciales, les complications potentielles, la qualité de vie future et les attentes des clients.

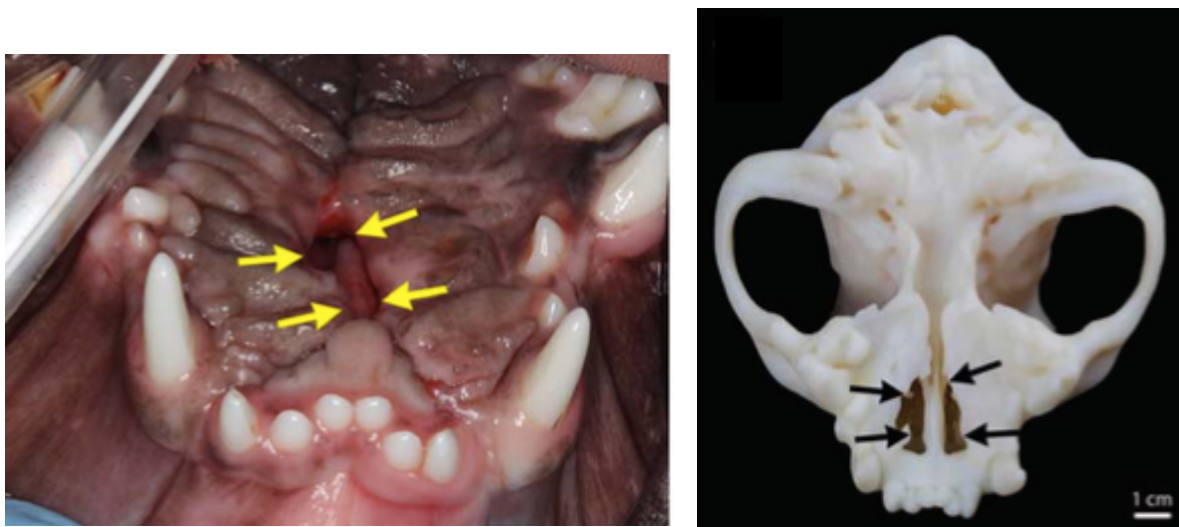
Dans le cas de chirurgies complexes où l'imagerie médicale avancée ne suffit pas à comprendre l'anatomie et permettre au chirurgien de concevoir un plan chirurgical adapté, l'impression 3D présente un réel intérêt. Une étude bibliographique réalisée en 2017 a montré que sur 158 articles traitant de l'impression 3D dans le secteur médical, 50% des articles traitaient de chirurgie maxillo-faciale.

En médecine vétérinaire, Winer et al rapportent une étude rétrospective de planification chirurgicale maxillo-faciale à partir de l'impression 3D chez 28 chiens et 4 chats. Les auteurs ont utilisé des modèles 3D préopératoires pour la planification précise de sites d'ostéotomie, de reconstructions mandibulaires (Figure 31), de malformations palatines (Figure 32) et de résections tumorales (Winer et al., 2017) (Annexe 3).

L'impression 3D a joué un rôle dans leur prise de décision chirurgicale en apportant une vision anatomique complémentaire et spécifique du patient. Ils en concluent qu'elle est un excellent outil de planification dans le cadre de la chirurgie maxillo-faciale.



**Figure 31 :** Photographie d'une planification préopératoire pour une reconstruction mandibulaire. *D'après Winer et al., 2017*



**Figure 32 :** Photographies de planification préopératoire pour la prise en charge d'une fente palatine. *D'après Winer et al., 2017*

Cependant, les auteurs soulignent les limites de l'impression 3D pour la prise en charge des tumeurs. Bien que les impressions soient précises au niveau des marges à l'échelle macroscopique, les marges microscopiques ne sont pas visibles sur le modèle imprimé.

Kuipers von Lande et ses collaborateurs ont également utilisé un modèle 3D de crâne de chien spécifique au patient pour déterminer la meilleure approche chirurgicale de positionnement d'un implant en titane et les chemins éventuels d'insertion des vis pour la prise en charge d'une fente palatine complexe. Une fois l'implant déposé sur le modèle de planification, les trous de vis ont pu être préalablement percés et la position de l'implant anticipée (Figure 45) (Kuipers von Lande et al., 2012)

Dans le cadre d'une planification chirurgicale maxillo-faciale, les modèles imprimés doivent être reproduits avec une grande précision (Singare et al., 2009). Ils offrent une idée de l'étendue de la résection à effectuer, des exigences de la reconstruction et ils permettent une réduction du temps peropératoire. En effet, certaines plaques nécessitent un pliage pour s'adapter parfaitement au patient. Cet acte est traditionnellement réalisé au cours de la chirurgie lorsque le patient est anesthésié. L'impression d'un modèle 3D spécifique du patient en préopératoire permet ainsi de pré-plier les plaques non stériles avant la chirurgie (Lethaus et al., 2012).

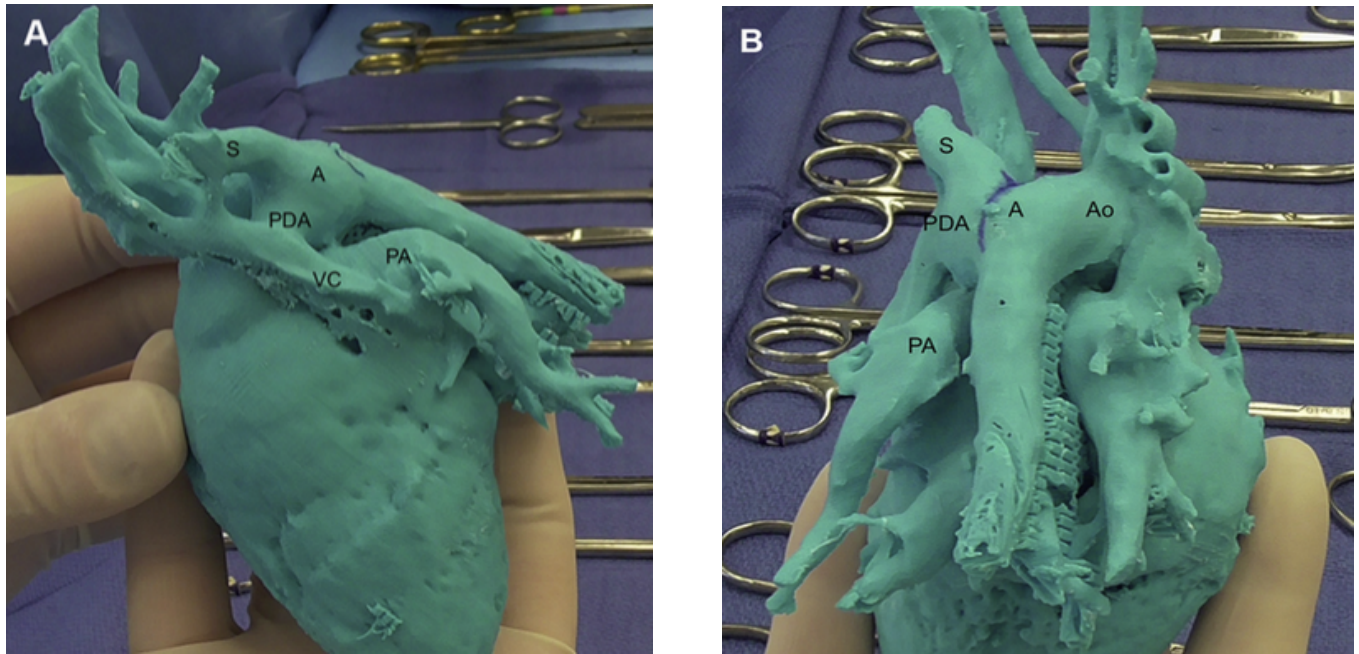
#### 1.4. CHIRURGIE DES ORGANES THORACIQUES ET ABDOMINAUX, ET CHIRURGIE VASCULAIRE

Bien que la planification chirurgicale prenne une place très importante en chirurgie orthopédique et en neurochirurgie, son utilisation s'applique également dans la planification chirurgicale des tissus mous.

##### 1.4.1. Chirurgie cardiovasculaire

En 2017, Dundie et al., rapportent l'utilisation d'impressions 3D dans la gestion d'anomalies vasculaires cardio-thoraciques congénitales complexes due à une persistance du canal artériel chez un jeune chien Staffordshire terrier de dix semaines (Annexe 3). L'animal a été présenté avec cinq anomalies : une persistance du canal artériel (PDA), une dilatation anévrismale, une sténose pulmonaire, une persistance de l'arc aortique droit (PAAD), une artère sous-clavière gauche anormale et une persistance de la veine cave crâniale gauche (Dundie et al., 2017). Ces anomalies ont pu être identifiées grâce à un échocardiogramme et une angiographie par tomodensitométrie (angioscanner). L'acrylonitrile butadiène styrène (ABS) a servi de support d'impression du modèle 3D. La pièce imprimée a ensuite été stérilisée au plasma et utilisée par les auteurs dans le bloc opératoire le jour de l'intervention chirurgicale facilitant l'orientation spatiale pour les chirurgiens (Figure 33) (Dundie et al., 2017).

Des modèles 3D de cœur ont également été utilisés en médecine humaine, notamment dans le cadre de transplantation cardiaque (Sodian et al., 2008) et le traitement endovasculaire d'anévrismes abdominaux (Itagaki, 2015 ; Tam et al., 2013).



**Figure 33 :** Modèle 3D spécifique du patient en ABS, obtenu à partir d'un angioscanner. *Photos d'après Dundie et al., 2017*

(A) Face latérale gauche (B) Face dorsale du modèle 3D. A, Anevrisme ; PDA, Persistance du canal artériel ; S, Artère sous-clavière gauche aberrante ; PA, Artère pulmonaire gauche ; Ao, aorte ; VC, Veine cave.

Des modèles 3D d'anévrismes aortiques abdominaux via le prototypage rapide existent depuis le début des années 2000 (Lermusiaux et al., 2001 ; Winder et al., 2002). Au début de son utilisation, le temps de production était de plusieurs jours (Lermusiaux et al., 2001). Aujourd'hui certaines équipes mettent 24h pour concevoir et imprimer un modèle (Tam et al., 2013).

En 2018, Tam et al. publient une revue rétrospective sur l'ensemble des rapports de cas d'utilisation de l'impression 3D dans le traitement endovasculaire d'anévrismes artériels abdominaux et thoraciques. Quarante-deux articles ont été inclus dans l'étude. Parmi les articles étudiés, la durée de conception du modèle s'échelonne entre 16 jours et 18h pour un coût variant entre 4\$ et 2360\$ par modèle selon le procédé d'impression et les matériaux utilisés et selon le lieu d'impression (sur place ou sous-traité). En ce qui concerne la conception du modèle à partir d'un angioscanner plusieurs auteurs préconisent la production de deux modèles préopératoire :

un modèle plein représentant la lumière de l'artère, et un modèle creux (Itagaki, 2015 ; Tam et al., 2013).

En médecine vétérinaire, les anévrismes artériels et veineux sont rares et très peu décrits (Bertolini, 2013 ; Lee et al., 2007). Cela s'explique par leur étiologie. L'anévrisme chez l'homme est en effet souvent causé par le tabagisme, la vieillesse ou a un caractère héréditaire. Toutefois, l'utilisation de l'impression 3D en médecine humaine suggère la possibilité d'une application cardio-vasculaire en médecine vétérinaire dans le cadre de malformations cardiovasculaires congénitales intéressantes.

#### 1.4.2. Urologie

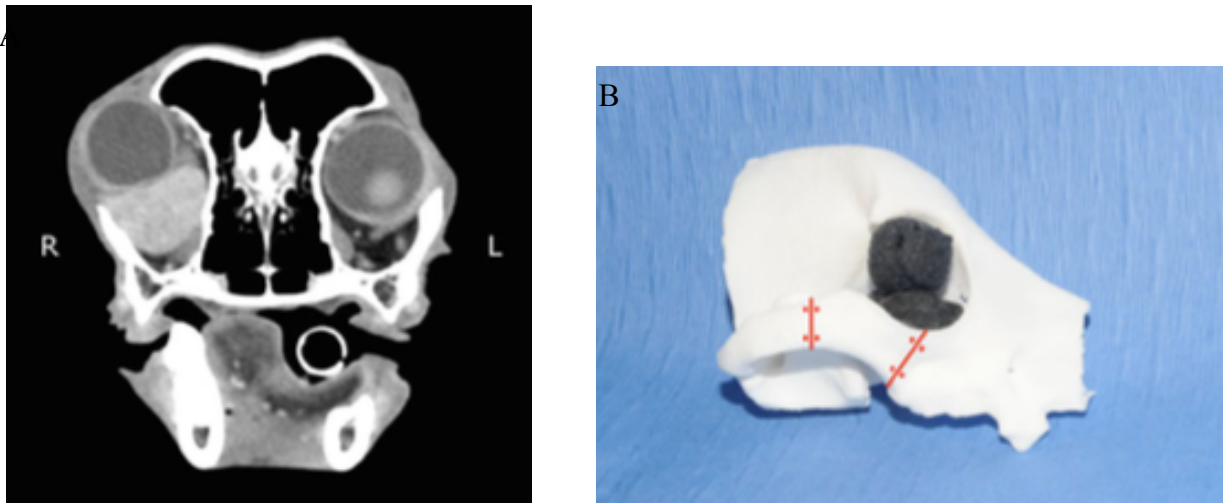
En urologie humaine, l'impression 3D prend également une place de plus en plus importante. Des modèles 3D ont été créés avec du silicone, de la cire ou des polymères pour la planification chirurgicale de néphrectomie partielle complexe dans le cadre de tumeurs, de transplantations rénales et de prostatectomies. Le coût des modèles variaient entre 20 et 160\$ (Parikh, Sharma, 2018). En plus du bénéfice apporté au chirurgien, la présentation du modèle 3D au patient semble accroître sa satisfaction en améliorant la compréhension de l'anatomie du rein et de la procédure chirurgicale (Parikh, Sharma, 2018).

#### 1.4.3. Ophtalmologie

En ophtalmologie, les relations structurelles complexes entre les structures orbitales, les muscles, les vaisseaux et les nerfs peuvent être difficiles à apprécier sur la seule base d'images médicales visualisées sur un écran bidimensionnel (Huang, Zhang, 2014). Les voies d'abord sont de petites voies de navigation pour le chirurgien. C'est pourquoi, la planification chirurgicale à partir de modèles 3D personnels se multiplie en chirurgie ophtalmologique humaine et vétérinaire (Dorbandt et al., 2017).

Dans la littérature vétérinaire, en 2017 Dorbandt et al. décrivent l'utilisation de l'impression tridimensionnelle pour la planification chirurgicale d'une orbitotomie chez trois chiens et pour le traitement de masses orbitales et péri-orbitales. Le premier chien présentait une masse crânio-ventrale au niveau de l'orbite droit correspondant à un adénome, le deuxième chien un lipome situé à l'intérieur du muscle oculaire latéral ventral, et le troisième chien une infiltration cellulaire histiocytaire à droite (Figure 34).

Un scanner a été fait pour chacun des chiens. Une reconstruction 3D du crâne et des deux orbites de chaque chien a été réalisée. Les structures osseuses ont été imprimées à l'aide d'un procédé de frittage laser en utilisant du polyamide, tandis que les tissus mous ont été imprimés à partir d'un procédé polyjet™ en utilisant des matériaux de type caoutchouc (Dorbandt et al., 2017) (Annexe 3).



**Figure 34 :** Photographies d'une planification chirurgicale dans le cadre d'une infiltration cellulaire histiocytaire orbitaire chez un chien. *Photos d'après Dorbandt et al., 2017.*

(A) Scanner montrant une masse importante située en position ventrale du globe droit. (B) Modèle 3D spécifique au patient. Les lignes rouges indiquent la planification des traits d'ostéotomie.

Selon les auteurs, le prototypage rapide 3D préopératoire a permis d'identifier l'approche chirurgicale optimale. De plus, la diminution du temps opératoire et des erreurs chirurgicales possibles a réduit les risques de morbidité (Dorbandt et al., 2017). L'orbitotomie latérale implique notamment l'utilisation d'une scie oscillante pneumatique pour scier l'arcade zygomatique. Cette procédure étant délicate et compliquée, le chirurgien peut simuler l'acte chirurgical sur le modèle 3D spécifique au patient. Le prototypage rapide est un outil judicieux de formation des chirurgiens en ophtalmologie.

## 2. GUIDES CHIRURGICAUX ORTHOPÉDIQUES : DES OUTILS PEROPÉRATOIRES PERSONNALISÉS

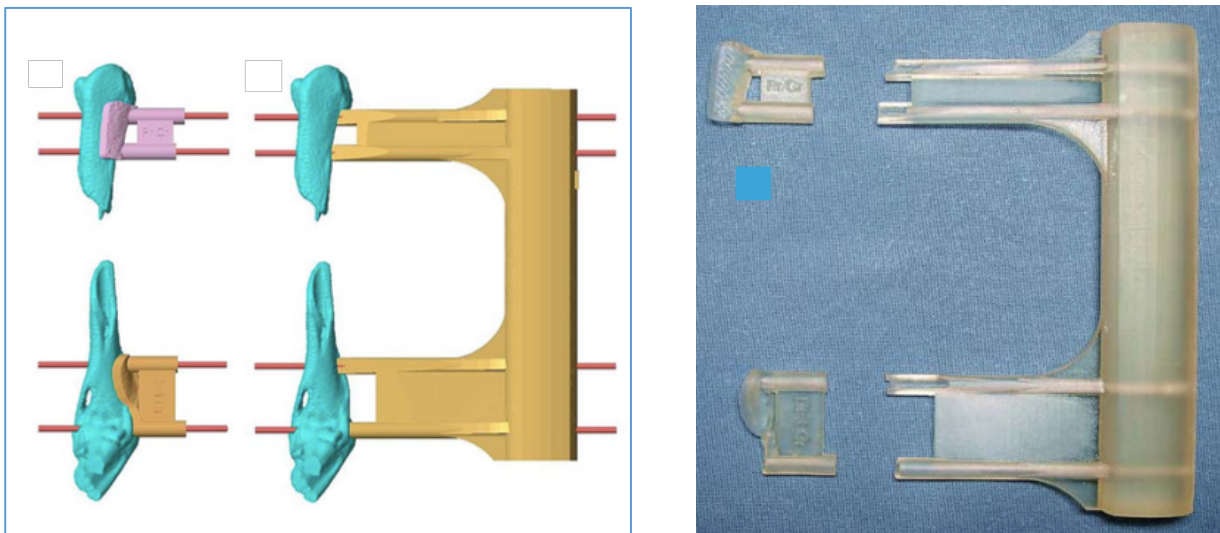
Les guides chirurgicaux sont des outils personnalisés utilisables en peropératoire pour faciliter une procédure chirurgicale compliquée (Annexe 4).



## 2.1. GUIDE D'OSTÉOTOMIE ET DE RÉDUCTION

Dans la littérature vétérinaire, Bill Oxley a publié plusieurs rapports de cas détaillés sur la conception et l'utilisation de guides chirurgicaux personnalisés d'ostéotomie (Oxley, 2017), de réduction (Hall et al., 2018 ; Oxley, 2017 ; 2018) et de forage (Oxley, Behr, 2016) imprimés via l'impression 3D. La plupart des guides sont imprimés à partir d'un procédé de stéréolithographie (SLA) qui assure une bonne précision, et d'un matériau biocompatible tel que le polymère de méthacrylate. En orthopédie, Bill Oxley décrit l'utilisation d'un guide de réduction personnalisé pour faciliter l'ostéosynthèse d'une plaque mini-invasive MIPO pour la prise en charge d'une fracture humérale chez un chat Short Hair (Figure 35). Pour cela, il crée un guide d'orientation en contact direct avec l'empreinte de l'os, comportant deux canaux d'insertion de broches d'Ellis, au niveau des parties distales et proximales de l'os huméral. Il réalise ensuite un guide de réduction sur mesure pour assurer un bon alignement.

Ce système de guidage est utilisé en peropératoire avant la fixation de la plaque. Traditionnellement, l'ostéosynthèse par plaque par voie mini-invasive (MIPO) nécessite l'utilisation de fluoroscopie peropératoire qui expose le personnel présent dans la salle opératoire. La création d'un système de guidage simplifie la technique chirurgicale, réduit potentiellement la durée chirurgicale et donc l'exposition du personnel.



**Figure 35 :** Photographies de la conception d'un guide chirurgical de réduction personnalisé à base de résine de polymère de méthacrylate, pour faciliter l'ostéosynthèse d'une plaque mini-invasive MIPO lors d'une fracture humérale chez un chat Short Hair de 9 ans. Photos d'après Oxley., 2018



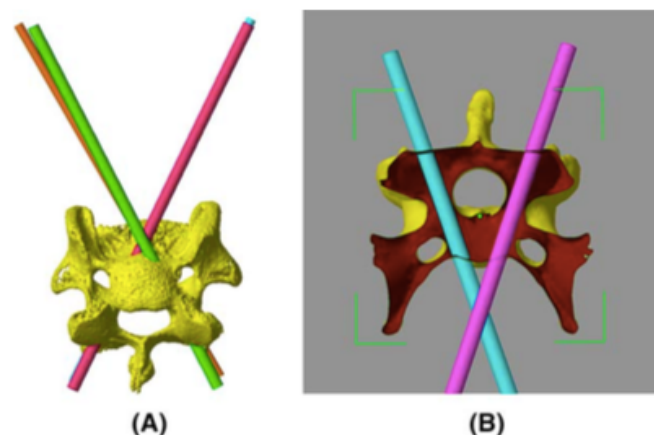
Toutefois, Bill Oxley souligne la nécessité d'un contact étroit entre l'empreinte de guidage et l'os pour optimiser l'ajustement qui n'est pas toujours évident pendant l'intervention.

La même technique de conception a été utilisée pour faciliter l'arthrodèse bilatérale de l'épaule chez un chien Pékinois de trois ans (Oxley, 2017) et la prise en charge d'une déformation osseuse complexe du membre thoracique (Crosse, Worth, 2010).

En chirurgie orthopédique humaine, les guides d'ostéotomie sur mesure sont majoritairement utilisés pour la gestion d'une mauvaise consolidation osseuse, et/ou d'un mauvais positionnement des fragments osseux à la suite d'une fracture complexe d'un membre. Ils sont également utilisés pour la gestion de déformations osseuses complexes où ils montrent de bons résultats (Murase et al., 2008 ; Oka et al., 2012).

## 2.2. GUIDE DE FORAGE

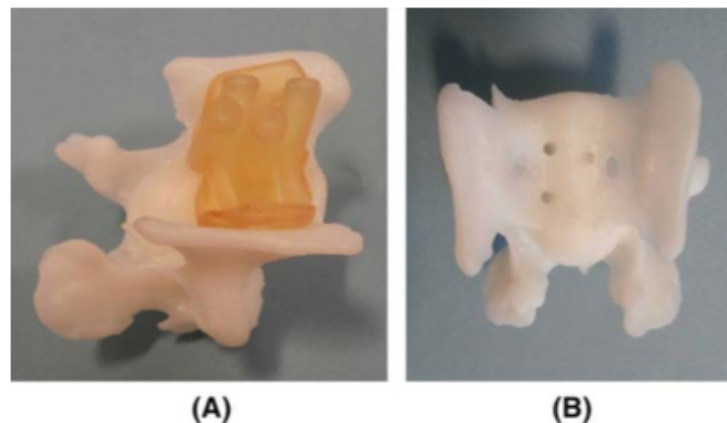
Les guides de forages sont majoritairement utilisés en neurochirurgie. De plus en plus développés en médecine humaine et vétérinaire (Oxley, Behr, 2016 ; Hamilton-Bennett et al., 2018) ils servent de guide sur mesure pour la mise en place de vis cervicales transpédiculaires et pédiculaires (Kaneyama et al., 2015), et de vis laminaires (Lu et al., 2009) (Figures 36 et 37). En médecine humaine, Lu et ses collaborateurs rapportent de bons résultats et un placement extrêmement précis de vis vertébrales après l'utilisation de guides de forage pour la mise en place de vis au sein de la lamina de C2 chez neuf patients. La procédure chirurgicale n'a pas nécessité d'assistance informatique supplémentaire telle que la radioscopie ce qui a permis de réduire l'exposition aux radiations des membres de l'équipe chirurgicale.



**Figure 36 :** Photographies de modélisation virtuelle d'un guide chirurgical de forage cervical pour vis transpédiculaires. Photos d'après Hamilton-Bennett et al., 2018

Les vis ont pu être dimensionnées avant l'intervention en fonction de l'anatomie du patient et le forage a pu être simulé.

Tout comme Oxley et ses collaborateurs, Lu et al., rapportent une simplification de la procédure chirurgicale. De plus, du fait de la petite taille des guides de forage en neurochirurgie l'impression 3D propose des coûts abordables. En effet, dans le rapport de cas de Lu et al., l'impression du guide de forage sur mesure et du modèle de planification de la vertèbre a coûté 20\$.



**Figure 37 :** Modèle 3D du corps vertébral C6 spécifique au patient, avec (A) et sans (B) positionnement du guide de forage sur mesure. *Photos d'après Hamilton-Bennett et al., 2018*

### 2.3. GUIDE DE POSITIONNEMENT

En chirurgie, le positionnement précis des fragments osseux peut constituer un défi technique. C'est pourquoi la conception d'un guide de positionnement sur mesure rencontre de plus en plus de succès. En 2011, Herlin et ses collaborateurs décrivent la conception et l'utilisation d'un guide de positionnement sur mesure conçu pour faciliter le positionnement précis de fragments osseux après une ostéotomie zygomatique (Herlin et al., 2011).

L'autre utilisation des guides de positionnement la plus rencontrée dans la littérature médicale est le positionnement de prothèses, comme la prothèse totale de genou en médecine humaine (Boonen et al., 2012). En 2012, Boonen et son équipe proposent des guides jetables de positionnements et d'ostéotomie en polyamide pour le placement précis de la prothèse totale de genou qu'ils réalisent chez 39 patients souffrants d'arthrose (Figure 38).

Les guides permettent au chirurgien un bon placement des broches pour favoriser la démarcation des blocs de coupe. Sur les 39 patients étudiés, les données et résultats statistiques étaient très satisfaisants sur les bénéfices per-opératoires.

Pour la conception ils ont dû tenir compte notamment des ostéophytes présents pour assurer une bonne congruence entre le guide et l'os. Le groupe d'individus opérés à l'aide d'un guide d'alignement personnalisé a montré moins de défauts d'alignement en comparaison avec le groupe témoin. Toutefois, bien que les modèles proposés par Boonen et son équipe soient très prometteurs, certaines imperfections restent à résoudre. En effet, un mauvais alignement a tout de même été constaté chez 5% des patients. La faible précision du logiciel de planification pourrait être l'une des limites et des causes de mauvais alignement

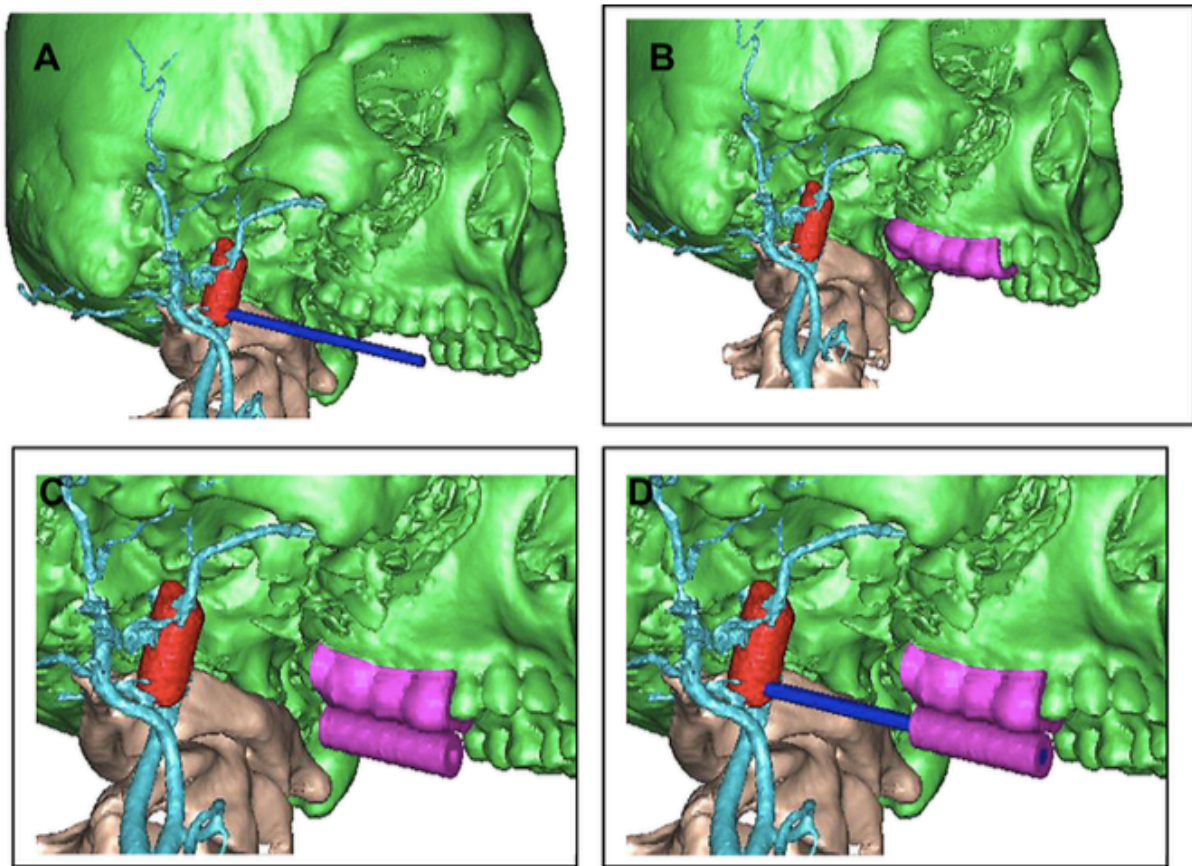


**Figure 38 :** Dessin de guides d'alignement pour le fémur et le tibia dans le cadre de la mise en place d'une prothèse totale de genou. *Dessins extraits de Boonen et al., 2012*

#### 2.4. BARRE DE GUIDAGE

En 2010, Wei et al., ont conçu quant à eux un guide sur mesure pour le retrait d'un corps étranger situé à la base du crâne dont l'accès était compliqué et très risqué. Il a fallu 24h au total à l'équipe médicale à partir de l'admission du patient à l'hôpital pour concevoir, imprimer un guide de navigation peropératoire et partir en salle d'opération. Le corps étranger a pu être retiré avec succès et le patient a montré une très bonne récupération au cours d'un suivi post-opératoire de dix mois. Pour fabriquer le guide, la conception s'est faite en plusieurs étapes : une barre de guidage a été conçue pour permettre de toucher le corps étranger sans toucher les artères environnantes. Une plate-forme de montage de la barre de guidage a ensuite été conçue pour se fixer sur les molaires maxillaires, et comportant un tuyau cylindrique à travers lequel le guide pouvait passer (Figure 39) (Wei et al., 2010). Selon les auteurs, la technique a été simple, efficace et a permis une diminution des pertes sanguines peropératoires.

Toutefois, dans un contexte de retrait de corps étranger il est important de noter que la durée de la conception et de l'impression doit être minimisée au maximum pour éviter toute migration du corps étranger pendant cette durée.



**Figure 39 :** Barre de guidage conçue sur mesure pour le retrait d'un corps étranger à la base du crâne. Photos d'après Wei et al., 2010

## **B. CONCEPTION D'OUTILS THÉRAPEUTIQUES : IMPLANTS ET PROTHÈSES**

### **1. CHIRURGIE ORTHOPÉDIQUE ET NEUROCHIRURGIE**

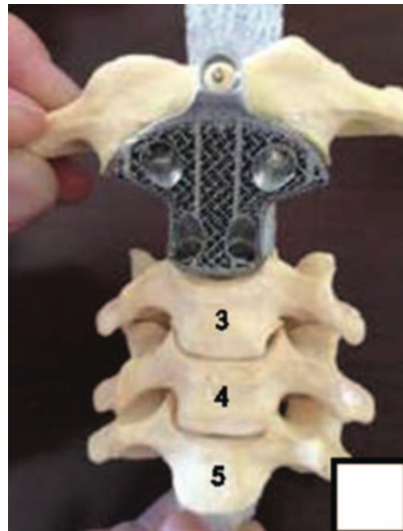
Certaines maladies ou traumatismes, telles que des tumeurs, des fractures et des infections, peuvent entraîner des anomalies osseuses d'un membre ou de la colonne vertébrale. Au fil des années, de nombreuses recherches ont été menées pour créer des substituts osseux à l'aide de matériaux biocompatibles. Les métaux poreux sont parmi les plus utilisés du fait de leur résistance à la corrosion et de leur structure poreuse qui permet l'ostéogénèse (Jardini et al., 2014). L'impression 3D est une technologie capable de concevoir des modèles métalliques poreux ce qui en fait un candidat pour la conception d'implants personnalisés (Annexe 5). Toutefois, avant toute conception il est primordial de définir les objectifs du projet.

Les implants orthopédiques sont principalement utilisés pour le renforcement structurel, comme un os artificiel inséré à l'intérieur du corps. Ils comprennent à la fois des implants temporaires, tels que des plaques et des vis, et des implants permanents utilisés pour remplacer directement des parties du corps : la hanche, le genou et les doigts. Les implants permanents mettent davantage l'accent sur la résistance (Gokuldoss et al., 2017). Ils doivent jouer leur rôle pour le reste de la vie du patient (Jardini et al., 2014).

#### **1.1. IMPLANT VERTÉBRAL**

En 2014, Yang et ses collaborateurs ont étudié la création d'un corps vertébral artificiel auto-stabilisant (SSAVB) fabriqué à l'aide d'une imprimante EBM (*Electron Beam Melting*) implanté *in-vivo* chez des moutons pour une possible utilisation en médecine humaine. Pour leur étude, ils ont implanté un corps vertébral synthétique imprimé en titane (Ti6Al4V) poreux, rugueux et personnalisé. Leurs résultats mettent en évidence une croissance osseuse significative. A 12 semaines de suivi, tout l'os nouvellement formé était mature et bien intégré à la surface de l'implant. Autrement dit, l'implant a permis une bonne adhésion cellulaire et une bonne croissance cellulaire. Les études biomécaniques de l'implant montrent qu'à des contraintes supérieures à 26,8MPa le métal se fracture. Or, la résistance à la compression augmente avec une diminution de la porosité, mais une diminution de porosité affecte la croissance osseuse (Yang et al., 2014). Toutes ces caractéristiques sont donc à prendre en compte lors de la fabrication de l'implant.

Peu de temps après la publication du modèle SSBAV proposé par Yang et ses collaborateurs en 2014, Xu et al. publient en 2016 un rapport de cas sur la reconstruction d'un corps vertébral C2 en titane personnalisé imprimé en 3D chez un jeune adolescent atteint d'une tumeur (Figure 40). Le corps vertébral a été intégralement remplacé et inséré entre C1 et C3. La microstructure a été optimisée afin d'améliorer la stabilité biomécanique et la cicatrisation osseuse (Xu et al., 2016).



**Figure 40 :** Photographie d'un corps vertébral en titane imprimé en 3d pour la reconstruction du corps vertébral C2 chez un jeune adolescent. *Photo d'après Xu et al., 2016*

Le patient a montré une bonne récupération dès le 7<sup>ème</sup> jour post-opératoire et le contrôle à un an post-opératoire n'a pas montré de déplacement du modèle 3D, ce qui suggère un potentiel prometteur de l'impression 3D d'implants en titane personnalisés pour la reconstruction osseuse.

## 1.2. IMPLANT CRÂNIEN

Les matériaux utilisés pour combler les défauts calvaires comprennent les os autologues et les substituts synthétiques. Bien que l'os autologue soit préférable à la matière synthétique, la reconstruction autologue n'est pas toujours possible en raison de la taille du défaut, de la morbidité inacceptable du site donneur et d'autres problèmes. Aujourd'hui, les techniques avancées d'impression tridimensionnelle (3D) permettent de fabriquer des implants en titane adaptés aux besoins précis de chaque patient présentant des défauts importants d'os crânien. L'implant doit assurer une stabilité biomécanique, une protection cérébrale et la restauration du contour crânien (Cho et al., 2015).



En médecine humaine plusieurs auteurs ont conçu des implants crâniens en utilisant la fabrication additive. Ils rapportent de bons résultats en peropératoire et au cours du suivi post-opératoire sur le court terme (Cho et al., 2015 ; Jardini et al., 2014). Le titane semble être le matériau de choix. Le polyméthacrylate de méthyle (PMMA), l'hydroxyapatite (HA) et le polyéthylène ont également été essayés par certains auteurs, mais malgré leur biocompatibilité le risque d'infection était supérieur au titane et la résistance moindre (Cho et al., 2015).

En médecine vétérinaire, un seul cas a été rapporté au Canada sur internet chez un chien ayant reçu un implant en titane à la suite d'une tumeur cérébrale (Figure 41). Cependant, aucun article scientifique n'a été publié. La conception de l'implant et le suivi post-opératoire ne sont pas connus.

Toutefois, il met en avant l'application possible de la fabrication additive face à des cas où la perte osseuse crânienne est trop importante et ses perspectives futures pour la chirurgie crânienne vétérinaire.

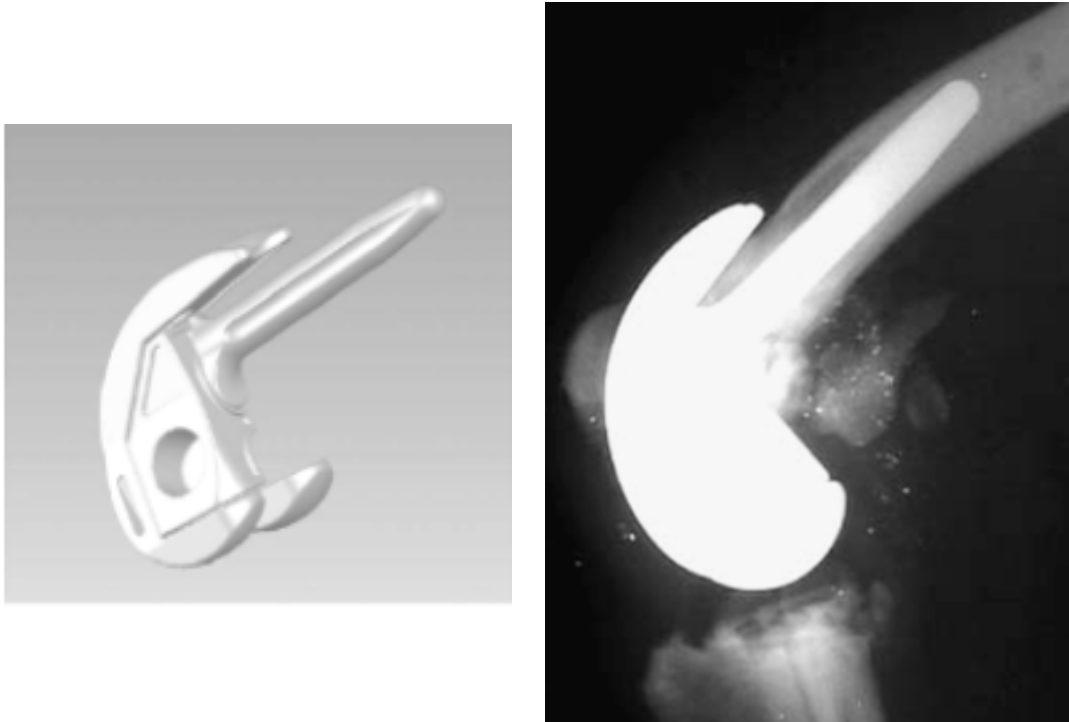


**Figure 41 :** Reconstruction de crâne à partir d'une plaque en titane personnalisée chez un chien. *Source :* [www.sciencepost.fr](http://www.sciencepost.fr)

### 1.3. PROTHÈSES ARTICULAIRES

Dans la littérature vétérinaire, William D.Liska et ses collaborateurs proposent une prothèse totale du grasset (TKR) personnalisée chez un chien ours de Carélie de trois ans souffrant d'une perte osseuse du condyle fémoral médial causée par une balle de plomb. Une prothèse personnalisée composée de Titane, tantale et cobalt-chrome a été imprimée. Deux parties ont été conçues : une partie métallique poreuse en titane (Ti6Al-4V) et tantale, et une tige métallique s'insérant dans la cavité médullaire du fémur (Ti6Al-4V) (Figure 42). Les espaces subsistants ont été remplis par un ciment osseux de carbonate de calcium/polyol (William D. Liska et al., 2007). Trois mois après la chirurgie, le chien a repris toute son activité et 17 mois

après l'intervention, malgré une boiterie à la suite d'efforts physiques importants, les radiographies montraient une bonne stabilité de l'implant. Ce rapport suggère que la prothèse totale du grasset pourrait être une option bénéfique chez les patients souffrant d'une atteinte osseuse grave de l'articulation. L'utilisation de l'impression a apporté la fabrication sur mesure d'un l'implant pour répondre au mieux aux exigences mécaniques du chien. Un suivi post-opératoire plus long permettrait de mieux connaître l'acceptation de l'organisme.



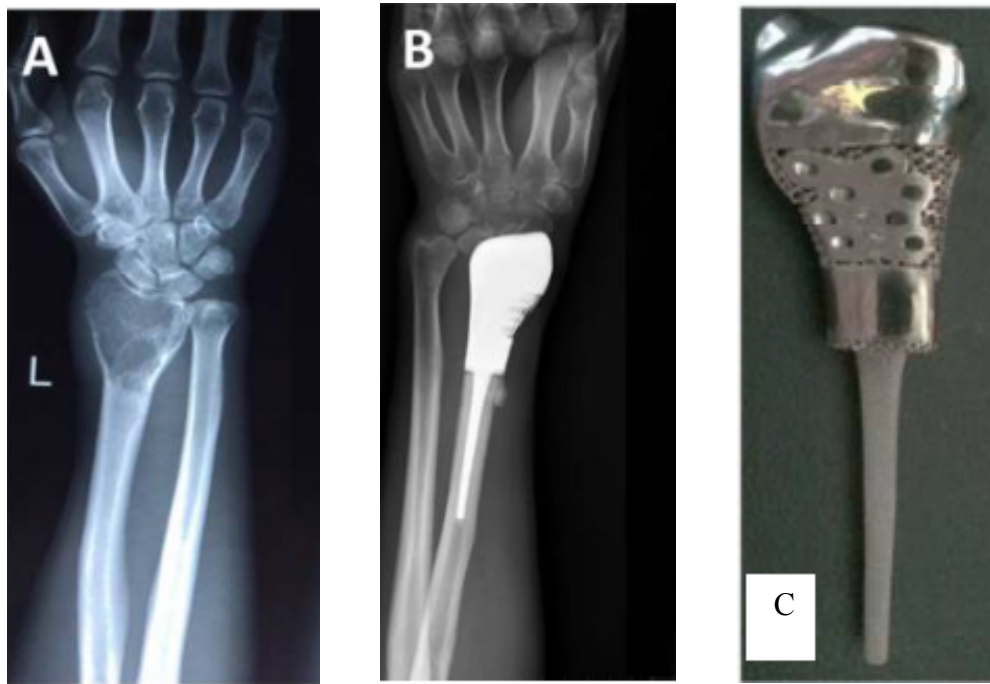
**Figure 42 :** Prothèse personnalisée du grasset en alliage de titane (Ti6Al-4V) chez un chien ours de Carélie de trois ans. *Photos d'après William D.Liska, 2007*

En médecine humaine, des prothèses 3D ont également été imprimées pour la fabrication de prothèses de hanche (Dai et al., 2007) (Figure 44) et du poignet (Han et al., 2017) (Figure 43) dans un contexte tumoral ou traumatique lorsque la résection osseuse avait engendré une perte de substance osseuse très importante. Chaque tumeur, chaque traumatisme, chaque résection et chaque être-vivant étant unique, la conception d'une prothèse adaptée est un défi pour les chirurgiens et les prothésistes.

En 2017, Han et son équipe ont utilisé l'impression 3D pour fabriquer des modèles de poignet peropératoires et concevoir des prothèses sur mesure de l'articulation du poignet chez des patients qui ne pouvaient pas être guéris par une chirurgie ou une prothèse classique (Han et al., 2017) (Figure 43). Pour la conception ils ont utilisé des alliages de titane et de cobalt-chrome



enveloppés d'une maille en polypropylène pour éviter les risques d'abrasion. Ils rapportent une adaptation parfaite aux patients et une bonne restauration de leurs structures anatomiques et fonctionnalités après un suivi post-opératoire de 11 mois.



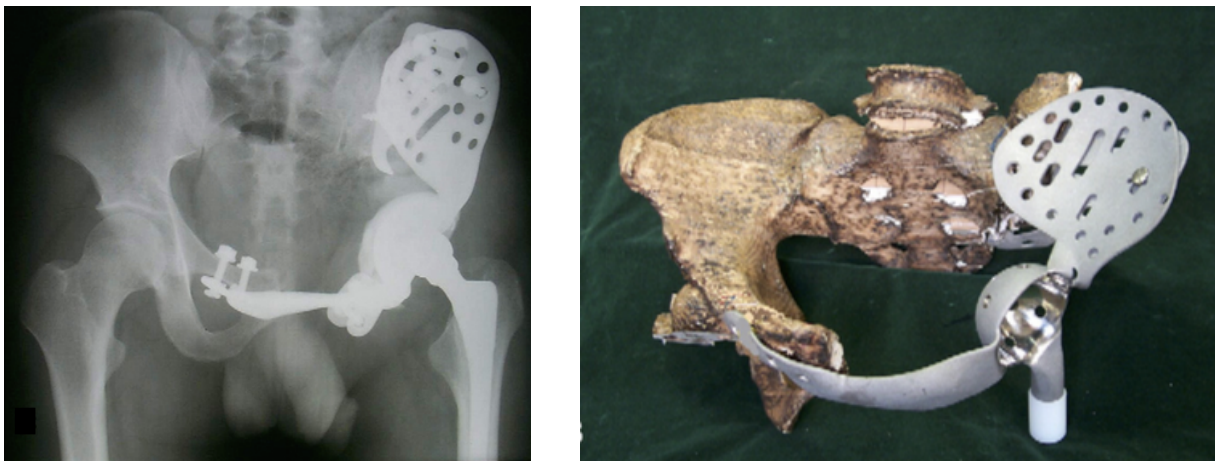
**Figure 43:** Prothèse de l'articulation de poignet avec résection tumorale. *Photos extraites de Han et al., 2017*

(A) Radiographie préopératoire (B) Radiographie à 6 mois post-opératoire (C) Photographie de l'implant conçu sur mesure.

L'ensemble des mouvements articulaires n'était pas fonctionnel, mais la satisfaction des patients était au-delà des attentes des chirurgiens. (Han et al., 2017). Toutefois, il s'agit d'interventions chirurgicales qui nécessitent une rééducation post-opératoire longue et rigoureuse. On peut donc se demander si de telles contraintes post-opératoires seraient réalisables en médecine vétérinaire autant pour les animaux et que pour les propriétaires.

La prise en charge de tumeurs hémipelviennes gérées par des prothèses sur mesure imprimées en 3D a également montré des résultats prometteurs. Dai et al. ont imprimé dix prothèses de hanche (Figure 44). Leur objectif était d'imprimer des prothèses qui permettent d'assurer une relation spatiale physiologique entre les trois zones de fixation. La durée totale de conception et d'impression était de sept jours en moyenne. Les sites d'ostéotomie ont été préalablement simulés sur un logiciel CAO de manière à concevoir une prothèse sur mesure. Aucun détail n'est mentionné sur les matériaux utilisés et la technique de stérilisation choisie. Sur dix

patients, les résultats fonctionnels étaient « bons » chez sept patients, « passables » chez deux patients et « médiocres » chez un patient qui a présenté des problèmes de cicatrisation

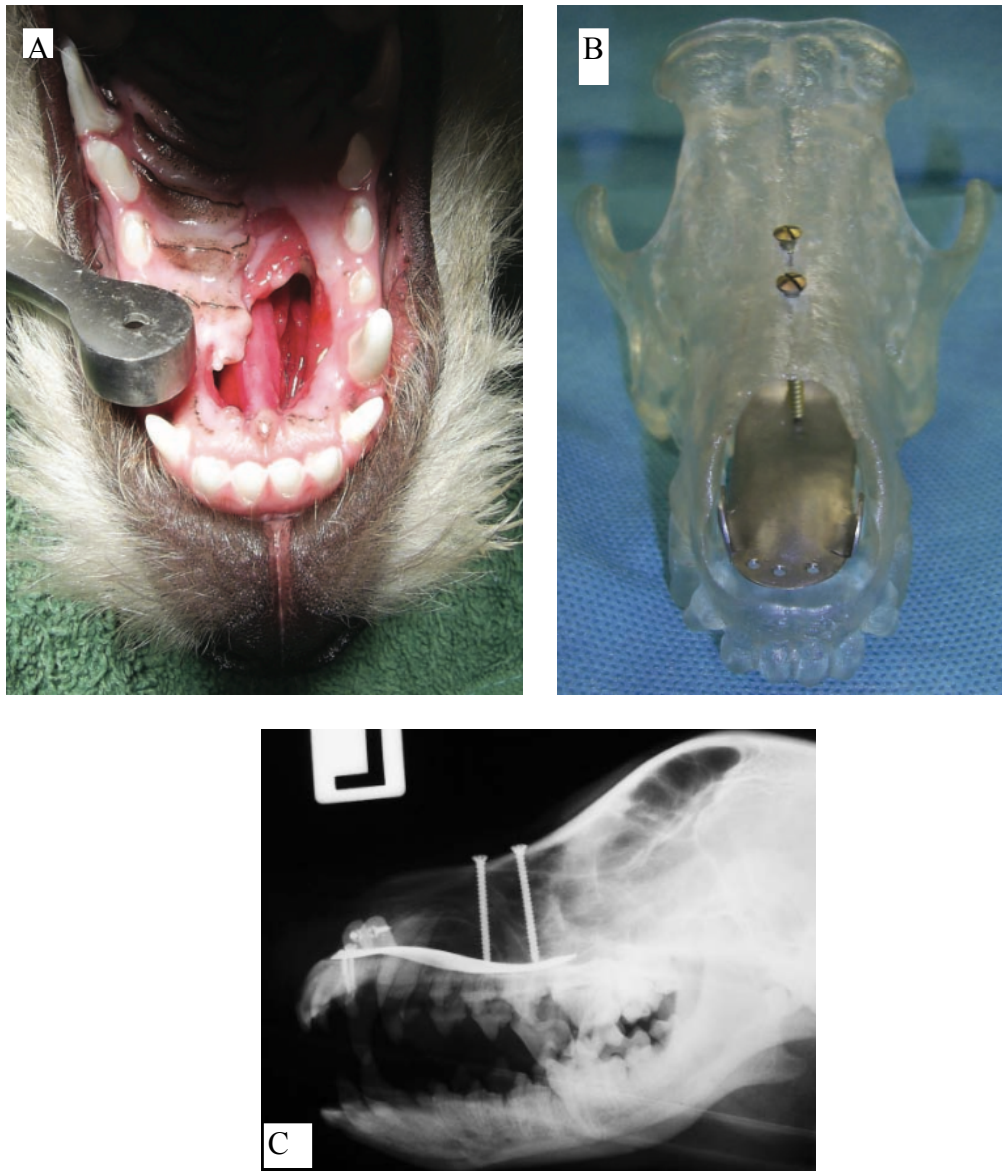


**Figure 44 :** Photographie d'une prothèse de hanche imprimée en 3D pour la prise en charge d'une résection tumorale chez un homme. *Photos d'après Dai et al., 2007*

#### 1.4. CHIRURGIE MAXILLO-FACIALE, STOMATOLOGIE, ORL ET OPHTALMOLOGIE

Chaque os du visage a des dimensions uniques. Par conséquent, l'utilisation de l'impression 3D pour la création d'implants personnalisés sur mesure peut constituer une alternative intéressante pour la reconstruction faciale (Li et al., 2013 ; Singare et al., 2009). En médecine humaine, la reconstruction autogène reste le premier choix aujourd'hui. Toutefois, face à des anomalies zygomatiko-orbitales étendues et complexes, la quantité d'os autogène est généralement limitée et l'autogreffe d'os est relativement difficile à former pour la zone receveuse (Li et al., 2013). Dans ce contexte, la création d'implants personnalisés réalisables par l'impression 3D intéresse les chirurgiens.

En médecine vétérinaire, Kuipers von Lande et ses collaborateurs rapportent en 2012 l'utilisation de la fabrication additive pour la conception d'un implant personnalisé pour la prise en charge d'une fente palatine réfractaire à deux tentatives de correction chirurgicale. Un scanner a été réalisé pour créer un modèle 3D du crâne du chien. A partir du modèle, une plaque de titane sur mesure a pu être conçue et fabriquée afin d'occulter le défaut osseux (Figure 45). Une fois l'implant créé sur informatique, une copie a été imprimée pour l'entraînement chirurgical, afin d'établir la meilleure approche et les différents chemins d'insertion de vis possibles.

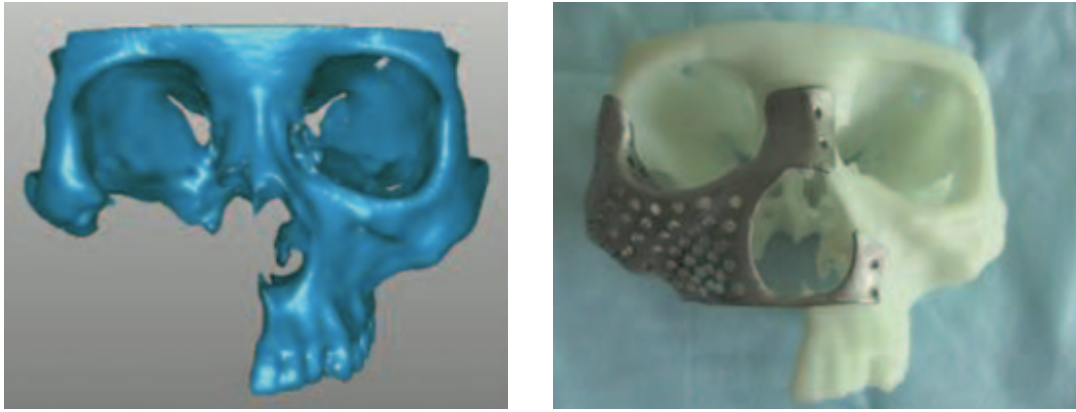


**Figure 45 :** Modélisation d'un implant sur mesure pour la gestion d'une fente palatine chez un chien de 8mois.

*Photos d'après Kuipers van Lande et al., 2012*

(A) Photographie de la fente palatine, vue rostrale (B) Conception d'un implant en titane et simulation sur un modèle 3D stéréolithographique (C) Radiographie post-opératoire et visualisation de l'implant

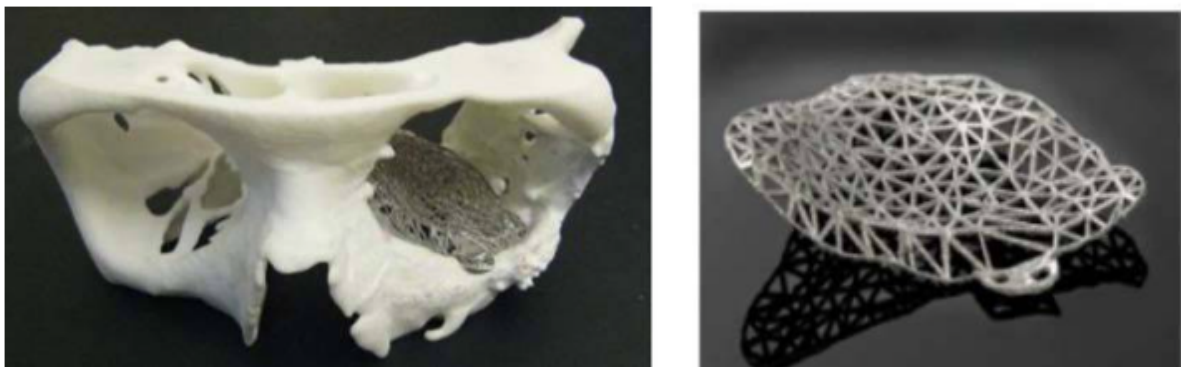
Dans la littérature médicale humaine, des implants en titane ont été utilisés chez des patients humains notamment pour la reconstruction faciale (Singare et al., 2008), zygomatiko-orbitale (Li et al., 2013), orbitale (Kim et al., 2018 ; Salmi et al., 2012) et palatine. Singare et ses collaborateurs rapportent deux cas de conception d'implants en titane sur mesure pour une reconstruction maxillaire. Les prothèses se sont adaptées parfaitement aux défauts au cours de la chirurgie et le temps peropératoire a été réduit (Figure 46).



**Figure 46 :** Photographies de la conception d'un implant en titane pour une reconstruction maxillaire. *Photographies d'après Singare et al., 2008*

Les implants osseux sont également utilisés lors de défauts osseux orbitaux causés par un traumatisme ou une maladie. Les auteurs utilisent principalement des implants en acier inoxydable (Salmi et al., 2012) ou des alliages de titane poreux (Kim et al., 2018).

En ophtalmologie, Salmi et ses collaborateurs utilisent l'impression 3D pour réduire le volume orbital d'un homme. Ils ont créé un implant composé d'acier inoxydable et de titane (Ti64 ELI) qu'ils ont imprimé à l'aide d'un procédé de frittage laser direct de métal (DMLS) (Figure 47). La géométrie de l'implant épousait la forme de l'orbite. La structure était en forme de filet de pêche pour permettre aux cellules et aux tissus environnants de croître, et sa surface a été lissée et stérilisée. Sa fabrication a permis un ajustement précis avec les tissus et une réduction de la durée de la chirurgie. La structure en filet permettant une croissance des cellules au travers, peut être utilisée dans d'autres types d'implants. Parmi les implants réalisés certains auteurs décrivent un meilleur résultat fonctionnel et esthétique en raison de leur ajustement précis.



**Figure 47 :** Photographies d'un implant en acier inoxydable et titane conçu pour réduire le volume d'une orbite, et modèle 3D préopératoire du patient pour évaluation de l'implant. *Photos d'après Salmi et al., 2012*

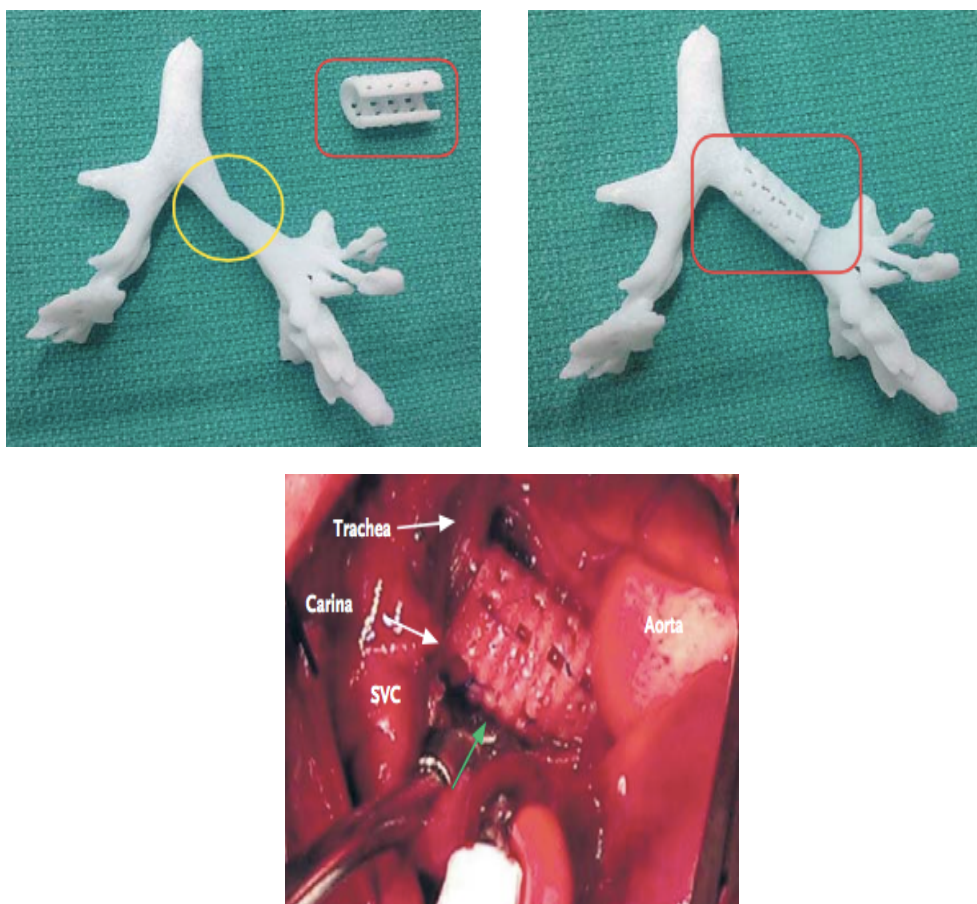
De plus, un modèle de prototypage rapide du patient peut être conçu pour évaluer l'implant. Cette évaluation permet de corriger toutes les erreurs éventuelles de forme avant la chirurgie (Singare et al., 2009). La vérification peut également être effectuée uniquement numériquement, ce qui accélère le processus. Toutefois, pour les chirurgiens qui se lancent pour la première fois dans l'impression 3D, des modèles 3D aident à une meilleure visualisation de l'implant en situation « réelle ».

La recherche avance à grands pas et des chercheurs s'intéressent désormais à l'impression de prothèses faciales de tissus mous. En 2014, Xiao et ses collaborateurs proposent un système de reproduction de modèles 3D pour la fabrication additive automatisée de prothèses faciales. Ils s'intéressent tout particulièrement à l'impression de modèles aux couleurs les plus conformes possibles à la peau des individus, en se basant sur des prothèses de nez et d'oreilles (Xiao et al., 2014). D'autres chercheurs vont encore plus loin et combinent la technique de la bio-impression et la conception d'implants pour proposer des modèles 3D d'oreilles à partir de cellules vivantes (Mannoor et al., 2013 ; Naumann et al., 2003). La conception de structures par bio-impression utilisant des cellules vivantes, des échafaudages et des biomolécules a un avenir prometteur et devrait assurer une meilleure architecture que les matériaux artificiels.

## 2. AUTRES : CHIRURGIE CARDIOTHORACIQUE ET RESPIRATOIRE

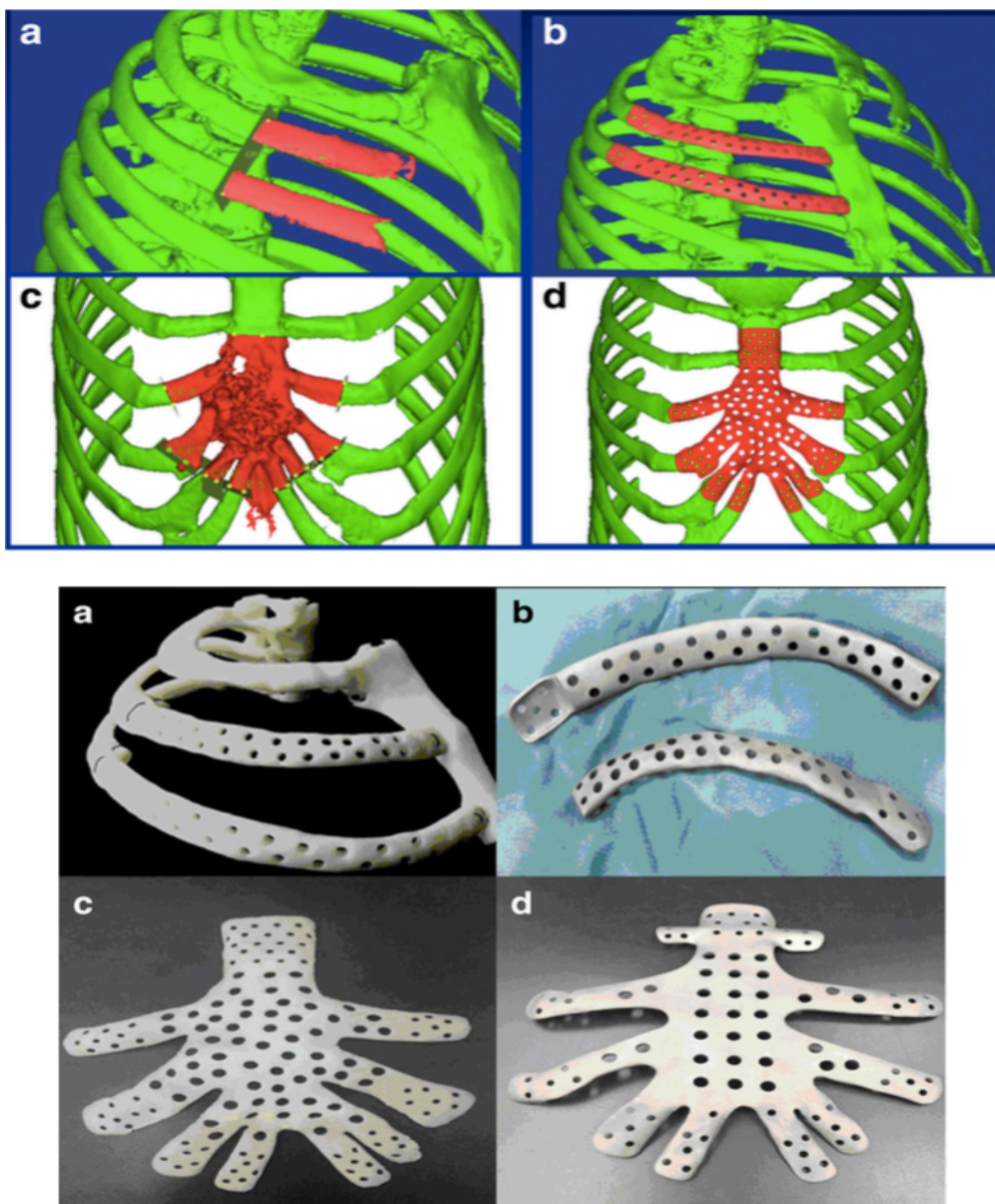
En 2013, des chirurgiens créent une attelle biorésorbable conçue sur mesure pour les voies respiratoires d'un nouveau-né atteint de trachéobronchomalacie (Zopf et al., 2013). L'attelle a été fabriquée à partir de polycaprolactone, un composant biorésorbable. Similaire à un tuyau, le modèle offre une résistance à l'effondrement tout en permettant simultanément la flexion et l'extension avec la croissance (Figure 48). Un an après l'intervention chirurgicale, l'imagerie et l'endoscopie n'ont pas montré de problèmes liés à l'attelle, mise à part une bronchite. Cependant, les auteurs ne nous renseignent pas sur le suivi post-opératoire au-delà d'un an, ni sur le procédé d'impression utilisé. Récemment ce type d'attelle biorésorbable a été réutilisé aux Etats-Unis chez un nouveau-né de 7 mois (Site officiel de Georgia Tech) en août 2018.





**Figure 48 :** Photographies d'une attelle biorésorbable en polycaprolactone pour le traitement de tracheobronchomalacie chez un nouveau-né. *Photographies d'après Zopf et al., 2013*

En chirurgie cardiothoracique, Wen et al., ont créé deux modèles de prothèses en alliage de titane (Ti6Al4V) sur mesure fabriqués par impression 3D pour la prise en charge de défauts osseux de la paroi thoracique chez deux patients après la résection de tumeur. Après la conception de l'implant, ils ont réalisé une série de mesures pour évaluer l'élasticité, la résistance et la distribution de contraintes avant implantation. A la suite de l'intervention chirurgicale, la qualité de la reconstruction était satisfaisante et aucun rejet ou infection ne s'est produit au cours des six mois qui ont suivi l'intervention chirurgicale (Figure 49) (Wen et al., 2018). Pour les auteurs, l'impression 3D a permis une meilleure précision et une meilleure optimisation de l'implant.



**Figure 49 :** Photographies d'implants en titane (Ti6Al4V) sur mesure conçus via une imprimante 3D pour la prise en charge de résections tumorales cardiothoraciques. *Photos d'après Wen et al., 2018*

### 3. MATÉRIAUX ET IMPLANTS OSSEUX

La composition chimique et les propriétés mécaniques d'un implant affectent son acceptation et sa longévité au sein de l'organisme. En raison du stress mécanique imposé, un remodelage de l'os se crée ; c'est pourquoi l'implant doit être léger avec un poids proche de celui de l'os. De plus, la rigidité de l'implant doit être comparable à celle du tissu osseux sain environnant pour augmenter la longévité d'un implant. C'est pourquoi pour réduire en poids et en rigidité l'implant, la structure doit être poreuse, facilitant ainsi la croissance tissulaire (Parthasarathy et al., 2010).

Les études d'évaluation de la structure poreuse métallique des implants en titane imprimés par un procédé de fabrication additive (EBM, DMLS) ont montré des résultats satisfaisants concernant la porosité, la densité et la résistance mécanique (Parthasarathy et al., 2010). Ces études placent l'impression 3D comme un procédé de fabrication satisfaisant et prometteur pour la fabrication d'implants métalliques.

## **C. ÉDUCATION**

### **1. OUTIL D'ENSEIGNEMENT ANATOMIQUE**

L'anatomie est une discipline importante de l'enseignement médical. Elle permet aux étudiants de comprendre les structures anatomiques et les relations spatiales entre les systèmes organiques. Elle aide à la compréhension de la physiologie, de la pathologie et des solutions thérapeutiques possibles (Li et al., 2018). La dissection de cadavres a longtemps été considérée comme une méthode efficace pour l'enseignement de l'anatomie en médecine, cependant les considérations morales, éthiques et pratiques encouragent les enseignants à rechercher de nouvelles alternatives (Schoenfeld-Tacher et al., 2017). Les principales possibilités disponibles actuellement pour l'enseignement de l'anatomie vétérinaire sont les cadavres, les os conservés, la plastination, les logiciels de simulation 3D et les modèles en plastique (Valliyate et al., 2012). La manipulation directe et la possibilité de visualiser les structures dans l'espace font partie des avantages de la dissection, et sont censés favoriser une meilleure compréhension et conservation des informations comparativement aux seules explications orales (Preece et al., 2013).

Dans ce contexte, l'impression 3D propose une nouvelle possibilité d'enseignement en 3D tout en limitant l'utilisation du nombre d'animaux. Cependant, bien que ses avantages semblent nombreux, le point le plus important est de savoir si elle offre un enseignement tout aussi pertinent pour les étudiants que les méthodes traditionnelles (Schoenfeld-Tacher et al., 2017).

Plusieurs publications présentent des modèles 3D pour l'éducation en médecine vétérinaire, notamment en orthopédie (Preece et al., 2013 ; Li et al., 2018) et neuroanatomie (Schoenfeld-Tacher et al., 2017) (Annexe 6). En médecine humaine, des modèles éducatifs ont également été imprimés pour l'apprentissage anatomique en ophtalmologie (Adams et al., 2015), en cardiologie (Costello et al., 2014 ; Ginty et al., 2018 ; Townsend, Pietila, 2018a), et pour la conception de simulateurs dans le cadre de bronchoscopie (Osswald et al., 2017) et



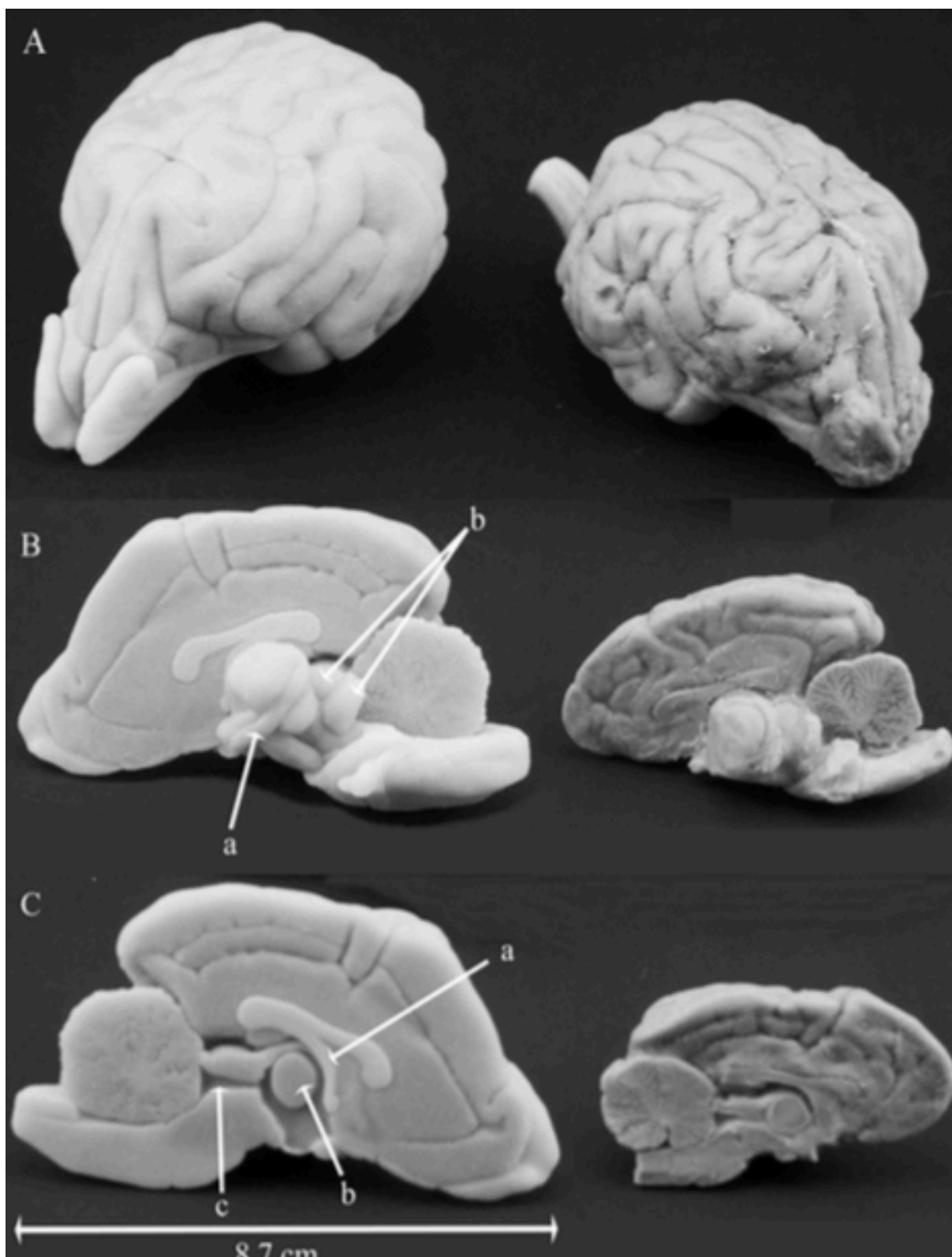
d'endoscopie (Zheng et al., 2018). Les procédés d'impression utilisés varient selon l'objectif recherché (précision, couleur, souplesse/rigidité, faible coût...).

Le prix des modèles varie énormément et s'échelonne entre 3,50 \$ (Li et al., 2018) le modèle, et plus de 1 000 \$ (Preece et al., 2013 ; Osswald et al., 2017).

### 1.1. EXEMPLES DE MODÈLES ÉDUCATIFS EN OPHTALMOLOGIE ET NEUROANATOMIE

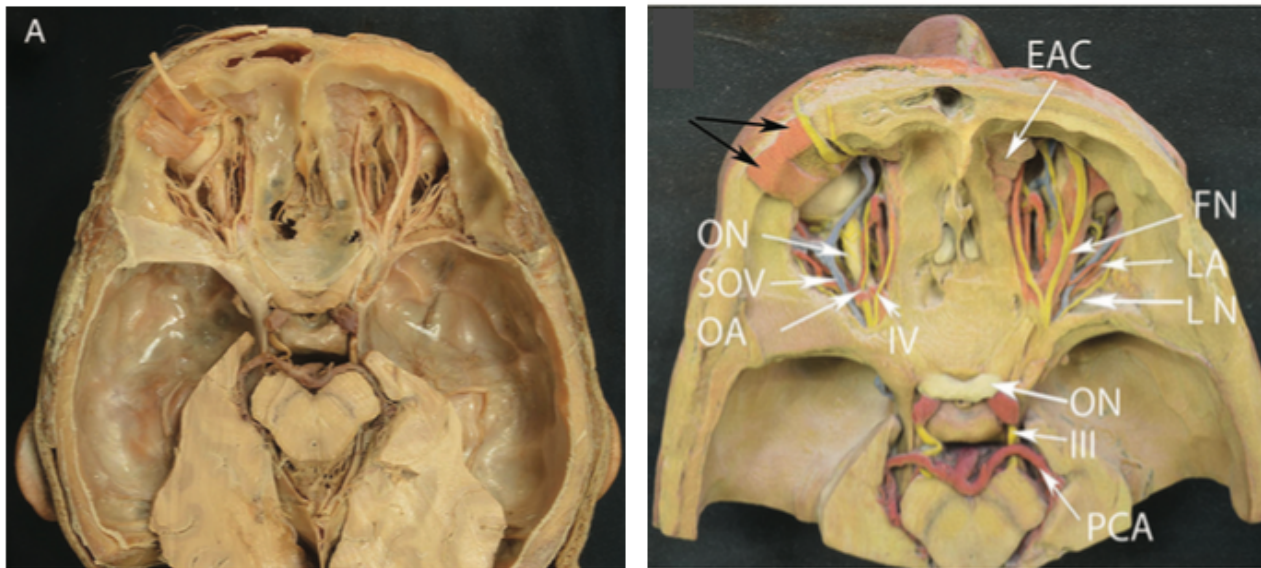
Le cerveau est l'un des organes dont l'anatomie est la plus difficile à maîtriser et à apprendre pour les étudiants vétérinaires. Il est également extrêmement fragile et difficile à conserver. Bien que la plastination soit une méthode approuvée pour la conservation et la conception de modèles anatomiques réalistes, chaque étape de sa conception peut entraîner une perte de matière du cerveau en raison de sa texture fragile. C'est pourquoi, plusieurs enseignants et chercheurs, se sont penchés vers l'impression 3D. En 2017, Schoenfeld-Tacher et al. ont ainsi confectionné trois modèles de cerveaux canins en 3D en acrylique à partir d'IRM : un cerveau entier, un modèle en coupe médiane, et un modèle du tronc cérébral (Figure 50).

En ophtalmologie, Adams et al., créent trois modèles 3D à des fins pédagogiques de l'anatomie de l'orbite selon trois vues : latérale, médiale, et dorsale (Adams et al., 2015). Pour accroître l'aspect visuel, ils impriment des modèles en plastique en différenciant les parties anatomiques selon des couleurs grâce à un procédé d'impression de Binder Jetting (Figure 51). Le développement d'imprimantes 3D multicolores aggrandit donc le champ des possibilités et apporte un atout supplémentaire. Bien que les modèles 3D soient réalistes et appropriés pour l'enseignement selon les auteurs, ils soulignent toutefois le manque de souplesse des matériaux qui rendent les modèles trop rigides.



**Figure 50 :** Modèles 3D éducatifs en neuroanatomie vétérinaire - Comparaison entre des modèles imprimés (à gauche) et des cerveaux plastifiés (à droite).

(A) cerveau entier (B) Tronc cérébral (C) Vue médiane ; *Photo d'après Schoenfeld-Tacher et al., 2017.*



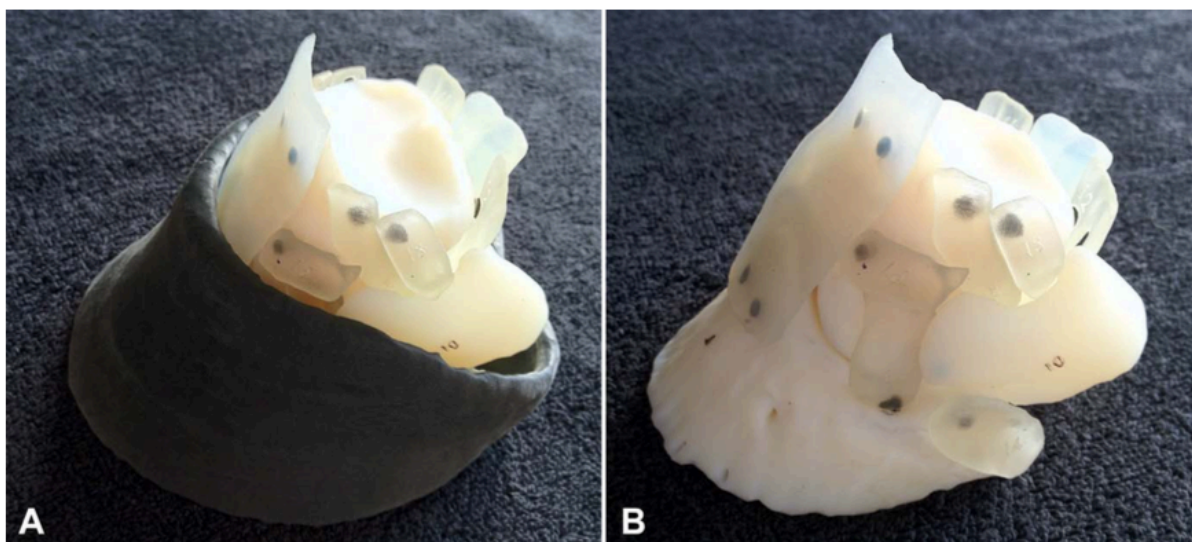
**Figure 51 :** Modèle 3D de l'anatomie de l'orbite : (A) Dissection d'une boîte crânienne et visualisation dorsale de l'orbite (B) Impression 3D du modèle de dissection *Photos d'après Adams et al, 2015*

EAC : cellule à aire ethmoïdale ; IV= Nerf trochléaire ; NF=Nerf Frontal ; LA : artère lacrymale ; OA= artère ophtalmique ; ON= Nerf Optique; SOV :Veine ophtalmique supérieure ; PCA :artère cérébrale postérieure

## 1.2. EXEMPLES DE MODÈLES ÉDUCATIFS EN ORTHOPÉDIE

En 2013, Preece et al. se sont intéressés à l'utilité de l'impression 3D dans l'apprentissage de l'anatomie du pied équin (Figure 52). Ils ont comparé trois groupes d'étudiants vétérinaires, soumis à trois approches éducatives différentes : l'un des groupes disposait d'un modèle physique de pied de cheval imprimé en 3D, l'autre de manuels d'anatomie et le troisième d'un modèle informatique 3D. Lors d'une évaluation d'IRM de pied de cheval, le groupe ayant suivi l'apprentissage sur des modèles imprimés en 3D a obtenu le meilleur score. Ces résultats suggèrent que les modèles physiques peuvent avoir un avantage significatif comme source d'apprentissage alternative en améliorant la compréhension visio-spatiale (Preece et al., 2013). Les os ont été imprimés avec un matériau rigide, tandis que les tendons et les ligaments ont été imprimés avec un matériau souple.

Plus récemment, Li et al, publient en 2018 des modèles anatomiques 3D d'os de bovin. Leurs résultats concordent avec les premiers résultats de Preece et al et suggèrent que l'utilisation de l'impression 3D est une alternative viable dans le cadre de l'éducation. Ils proposent des modèles conçus rapidement et à faible coût, n'excédant pas 40USD (Li et al., 2018).



**Figure 52 :** Modèle de pied de cheval imprimé en 3D (A) Entièrement assemblé (B) Sans le sabot. Les os sont reliés par des aimants. *D'après Preece et al., 2013*

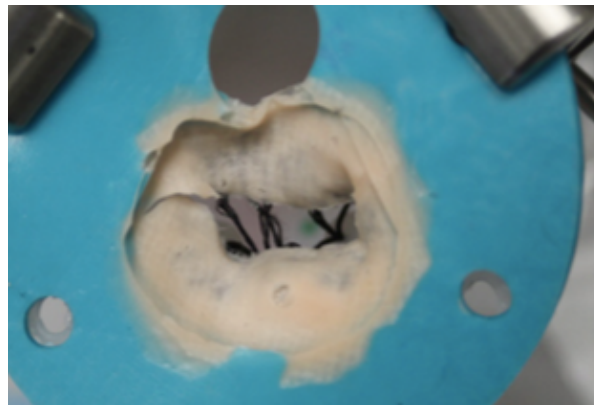
### 1.3. EXEMPLES DE MODÈLES ÉDUCATIFS D'ANATOMIE DES ORGANES ABDOMINAUX ET THORACIQUES

L'impression 3D trouve également peu à peu sa place pour l'apprentissage de l'anatomie des organes mous même si les caractéristiques des matériaux d'impression limitent encore son utilisation. Plusieurs organes 3D abdominaux et thoraciques ont tout de même pu être imprimés, comme le foie, la rate, la prostate (Javan et al., 2016), les reins (Cheung et al., 2014), les poumons (Bustamante et al., 2014 ; Javan et al., 2016), et le cœur (Costello et al., 2014) (Townsend, Pietila, 2018a).

Les modèles tridimensionnels permettent de mettre en éveil tous les sens et d'aider l'apprentissage. De plus, la représentation d'anomalies pathologiques participe également à une meilleure compréhension de la physiopathologie. En 2014, Costello et al., créent cinq modèles représentant cinq anomalies du septum ventriculaire. La manipulation des modèles 3D engageant la vision et le toucher des élèves permet ainsi une compréhension rapide des défauts anatomiques, y compris des phénomènes complexes comme les anomalies de connexions auriculo-ventriculaires.

Plus récemment, pour mieux comprendre les anomalies valvulaires Ginty et al ont créé un modèle dynamique. Cela pose un défi pour la fabrication additive puisque la plupart des imprimantes 3D fonctionnent avec des matériaux relativement rigides (Ginty et al., 2018). Pour pallier à ces contraintes, la combinaison de la fabrication additive et des techniques de moulage

est particulièrement intéressante pour concevoir des modèles souples. La région anatomique, telle une valve cardiaque est importée dans un logiciel de conception assistée par ordinateur et lue par une imprimante 3D. A partir des images, un moule rigide de la valve est créé et imprimé. Une fois imprimé, il est possible de faire couler un matériau souple comme du silicone pour obtenir une valve flexible. La valve peut ensuite être intégrée dans un modèle hémodynamique pour permettre ses mouvements et améliorer la compréhension de physiopathologie par les étudiants (Figure 53).



**Figure 53 :** Modèle 3D de valve en silicone. *Photo d'après Ginty et al., 2018*

## 2. FORMATION CHIRURGICALE ET MÉDICALE

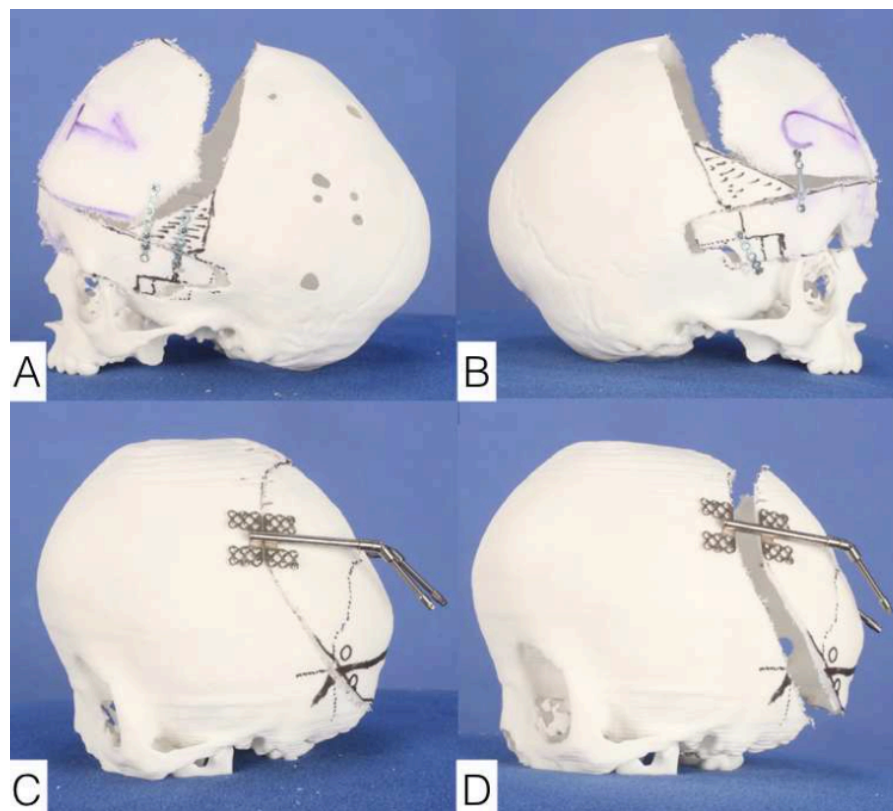
La création de modèles 3D personnalisés offre un outil d'entraînement pour les jeunes chirurgiens. Plusieurs modèles ont été imprimés et testés comme outil pédagogique pour la chirurgie : des modèles de fentes labiales et palatines chez des nouveau-nés (AlAli et al., 2018) et chez des animaux de compagnie (Winer et al., 2017), d'os temporal pour l'entraînement à la chirurgie de l'oreille moyenne (Suzuki et al., 2004), de crânes de tailles réelles pour la prise en charge de craniosynostose (Ghizoni et al., 2018) (Figure 54) et de méningiomes (Lin et al., 2018).

Les modèles sont également utilisés pour la simulation de chirurgies par laparoscopie compliquées. A titre d'exemple, Cheung et al. ont développé un simulateur pour la formation chirurgicale à la pyéloplastie pédiatrique en médecine humaine. Le besoin d'avoir recours à l'impression 3D s'explique d'une part par un manque de cas pour permettre l'entraînement des élèves, et d'autre part par le coût très élevé des formations chirurgicales. Or le simulateur imprimé en 3D par Cheung et al., est moins onéreux et plus accessible. Les auteurs prévoient dans l'avenir de simuler une néphrectomie radiale et partielle en utilisant la même technologie.



De tels modèles d'entraînement chirurgical destinés aux étudiants vétérinaires n'ont pas été retrouvés dans la littérature.

La simulation apporte une formation manuelle supplémentaire et indispensable à la chirurgie et améliore ainsi la sécurité chirurgicale dans le cadre d'interventions complexes (Ghizoni et al., 2018). Les modèles de formation participent ainsi à la courbe d'apprentissage du jeune chirurgien. Les auteurs rapportent une meilleure satisfaction des étudiants et des jeunes chirurgiens.



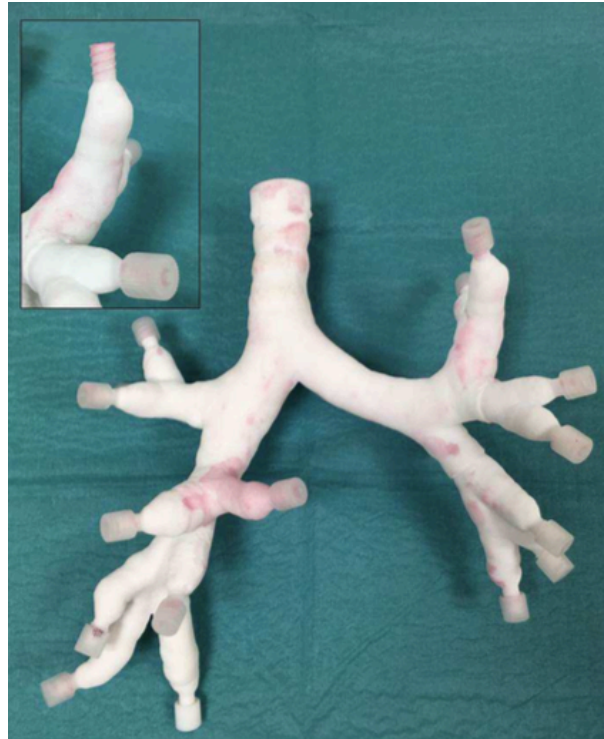
**Figure 54 :** Photographies d'entraînement chirurgicale dans le cadre de craniosynostose.

*D'après Ghizoni et al., 2018*

### 3. FORMATION À L'UTILISATION D'OUTILS MÉDICAUX

Les vétérinaires utilisent de nombreux outils de diagnostic tels que l'échographie, l'otoscopie et l'endoscopie. Leur utilisation nécessite une formation qui permettra par la suite de mieux les rentabiliser. Des modèles de simulation et d'entraînement à ces outils existent dans l'enseignement. Cependant leur prix est élevé et leur disponibilité difficile d'accès. C'est pourquoi, plusieurs enseignants et chercheurs se sont intéressés à l'utilisation de l'impression 3D pour la conception de simulateurs qui modélisent par exemple l'arbre bronchique, digestif

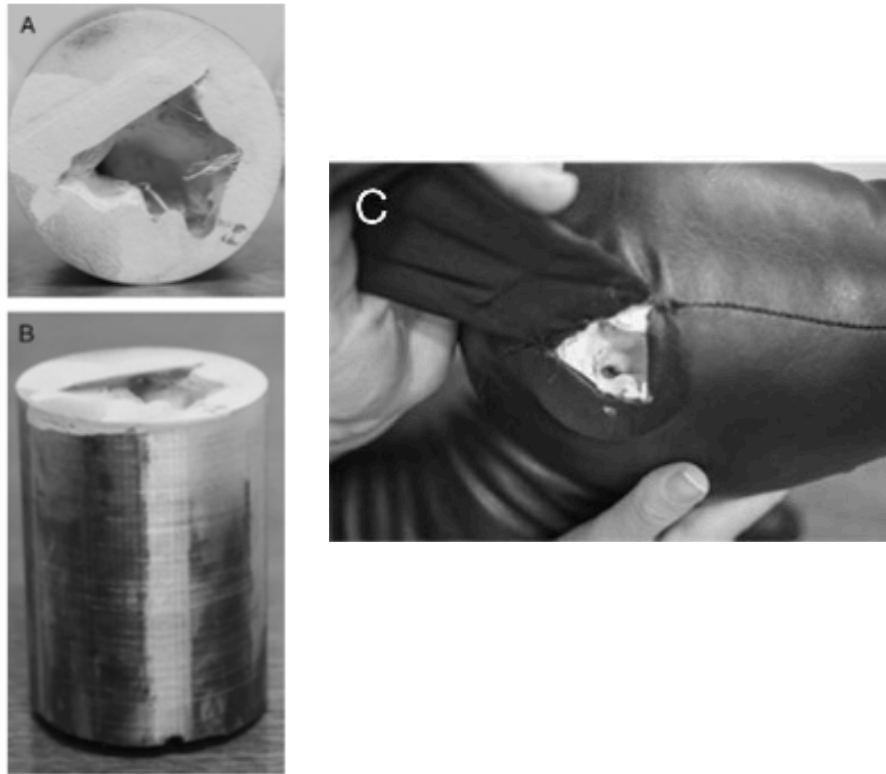
ou le réseau veineux et artériel pour l'entraînement à l'endoscopie chirurgicale (Zheng et al., 2018), à la bronchoscopie (Osswald et al., 2017) (Figure 55) et à l'échographie (O'Reilly et al., 2016).



**Figure 55 :** Photographie d'un modèle 3D modélisant l'arbre bronchique à visée pédagogique pour l'entraînement à la bronchoscopie. *D'après Osswald et al., 2017*

En médecine vétérinaire, l'impression 3D a permis d'imprimer des conduits auriculaires canins pour l'entraînement à l'examen otoscopique des élèves vétérinaires (Nibblett et al., 2017). Dans l'étude de Nibblett et al., 100% des étudiants qui ont utilisé le modèle d'oreille étaient d'accord sur l'utilité de la formation incluant le modèle pour apprendre à visualiser la membrane tympanique, alors que seulement 55% des étudiants du groupe témoin utilisant des chiens ont trouvé la formation utile (Figure 56).

Cette différence s'explique notamment par l'aversion rapide des animaux à l'examen otoscopique, empêchant certains étudiants de visualiser le tympan calmement. A l'avenir, des modifications du modèle pourraient être apportées dans le but d'illustrer les anomalies du conduit auditif et de la membrane tympanique chez les animaux de compagnie (Nibblett et al., 2017)



**Figure 56 :** Photographie d'un modèle 3D de conduit auditif canin à visée pédagogique.

*D'après Nibblett et al, 2017*

Certains auteurs combinent les nouvelles technologies d'impression 3D et les approches plus anciennes, telles que les techniques de moulage, pour créer une représentation osseuse et musculaire associée à une modélisation 3D dynamique du système vasculaire (O'Reilly et al., 2016). C'est le cas du modèle conçu par O'Reilly et al. qui permet d'une part l'apprentissage anatomique, et d'autre part l'entraînement à l'échographie des artères et veines. Le modèle a été présenté à 19 étudiants qui ont donné une note de 5,2/6 au réalisme de l'imagerie par ultrasons. Pour la réalisation de ce simulateur ils ont eu recours aux ressources de BodyParts3D (*Center for Life Science*, 2013) disponibles gratuitement sur internet.



## **D. AVANTAGES ET INCONVÉNIENTS DE L'IMPRESSION 3D EN MÉDECINE**

### **1. AVANTAGES**

#### **1.1. BÉNÉFICES PRÉ ET PER OPÉRATOIRES POUR LE CHIRURGIEN ET LE PATIENT**

L'impression 3D pour la planification chirurgicale permet de créer un véritable modèle physique permettant aux chirurgiens de mieux comprendre les complexités anatomiques (Wong et al., 2017). Les bénéfices sont multiples pour les chirurgiens qui peuvent mieux choisir les instruments et implants requis, optimisant ainsi l'inventaire préopératoire. De plus, l'optimisation de la planification chirurgicale améliore la confiance en soi du chirurgien avant une chirurgie complexe potentiellement source de stress (Harrysson et al., 2003 ; Parikh, Sharma, 2018). Cependant, le bénéfice le plus important se mesure en terme de résultats pour le patient. De nombreuses études en médecine humaine ont rapporté et démontré une réduction de la perte de sang peropératoire (Bagaria, Chaudhary, 2017 ; Boonen et al., 2012), une réduction du temps opératoire (Boonen et al., 2012 ; Lethaus et al., 2012) et de la durée de l'anesthésie (Cohen et al., 2009), une diminution du risque de morbidité, une diminution de la quantité de sang transfusée et une réduction des erreurs per-opératoires (Singare et al., 2008).

Les guides chirurgicaux peropératoires permettent quant à eux la simplification de chirurgies parfois très complexes (Lu et al., 2009 ; Oxley, 2017 ; 2018). Les chirurgiens sont plus efficaces et plus rapides pendant l'intervention. A cela s'ajoute une augmentation de la précision des gestes. La chirurgie est plus simple, plus rapide, et plus précise (Lu et al., 2009).

#### **1.2. MEILLEURE COMMUNICATION**

L'autre avantage d'une aide visuelle 3D est une meilleure communication entre le chirurgien et les propriétaires, et entre confrères (Harrysson et al., 2003 ; Pucci et al., 2017). Les modèles améliorent la compréhension par le client des conditions opératoires, de l'approche chirurgicale, des difficultés thérapeutiques, des résultats et complications à envisager, permettant ainsi des consentements plus éclairés (Winer et al., 2017).

### 1.3. RÉDUCTION DE L'UTILISATION D'ANIMAUX

L'utilisation des animaux dans la recherche médicale est une préoccupation publique majeure (Flecknell, 2002). L'utilisation de l'impression 3D offre un nouvel outil alternatif permettant notamment de répondre à la règle des « 3R » proposée par William Russell et Rex Burch en 1959 dans "Les principes de la technique expérimentale humaine". Ils suggèrent que si des animaux devaient être utilisés dans des expériences, tout devrait être mis en œuvre pour les « remplacer » (« *Replacement* ») via des techniques alternatives, « réduire » (« *Reduction* ») au maximum leur nombre, et « affiner » (« *Raffinement* ») les expériences utilisant les animaux (Flecknell, 2002).

### 1.4. DES OUTILS THÉRAPEUTIQUES SUR MESURE

Le principal avantage de l'impression 3D est sa capacité de concevoir des modèles sur-mesure, dont les dimensions peuvent être adaptées parfaitement au patient (Salmi et al., 2012). Cela permet un meilleur ajustement de l'implant et ré-ouvre le champ des possibilités thérapeutiques face à des cas complexes.

## 2. INCONVÉNIENTS

### 2.1. L'ACQUISITION DES DONNÉES TRIDIMENSIONNELS

La conception d'un modèle 3D nécessite dans un premier temps l'acquisition de données tridimensionnelles précises de l'anatomie du patient. Pour cela, les techniques d'imagerie avancée telle que la tomodensitométrie et l'IRM sont les plus utilisées. Cependant leur disponibilité en médecine vétérinaire peut s'avérer compliquée pour certaines structures vétérinaires. Il est possible de s'en extraire et de réaliser les mesures via la radiographie, des techniques de moulage manuelles, mais cela peut être plus fastidieux et moins précis. De surcroît, la tomodensitométrie et l'IRM imposent une anesthésie générale et l'exposition du patient aux rayonnements (Singare et al., 2008).

### 2.2. LE TEMPS

L'un des inconvénients majeurs de l'impression 3D est le temps requis pour préparer les modèles. Bien que le processus soit connu sous le nom de prototypage rapide, le terme est relatif, car la préparation d'un modèle peut prendre plusieurs heures voire plusieurs jours (Winer et al., 2017, p. 3). Cela s'explique notamment par le fait que la conception fait intervenir

plusieurs compétences techniques : l'imagerie, l'ingénierie, la médecine, et l'informatique. Ce délai de conception restreint ses applications et empêche notamment son utilisation dans les situations médicales d'urgence (Bagaria et al., 2011 ; Singare et al., 2008). Le temps de conception dépend aussi de la taille et de la complexité des modèles physiques. Certains auteurs soulignent qu'une intervention conventionnelle reste plus rapide (Martelli et al., 2016).

Par ailleurs, chaque étape de la conception peut constituer une source d'erreurs (Salmi et al., 2013). Or, dans le cadre de fabrication d'outils peropératoires précis, des erreurs de conception, même de quelques millimètres peuvent parfois avoir des répercussions dramatiques pour le patient.

### 2.3. LE COÛT

Le coût total de fabrication de modèle 3D peut être élevé et constituer une limite à l'utilisation de l'impression 3D (Javaid, Haleem, 2018). Toutefois le coût dépend de l'application, des matériaux choisis et du procédé d'impression. Pour la planification chirurgicale, la conception de guides chirurgicaux, d'implants et de prothèses, le coût est considéré comme un frein et un inconvénient (Javaid, Haleem, 2018 ; Lu et al., 2009 ; Oxley, 2018 ; Singare et al., 2009). Au contraire, l'impression 3D appliquée à l'éducation pour les étudiants permettrait une réduction des coûts sur le long terme (Ghizoni et al., 2018 ; Schoenfeld-Tacher et al., 2017). Une étude rétrospective s'intéressant aux avantages et inconvénients de l'impression 3D évoqués dans les publications scientifiques montrent que 19% des auteurs considèrent le coût comme une limite supplémentaire. Cependant, l'impression 3D étant une innovation récente encore en cours de développement, on peut penser que les limites liées au coût devraient diminuer progressivement dans les années à venir (Martelli et al., 2016).

### 2.4. LA « COURBE D'APPRENTISSAGE »

Un autre inconvénient important concerne la formation du chirurgien. En effet, un chirurgien qui désire utiliser l'impression 3D doit se former et se familiariser avec les étapes de conception, les logiciels de modélisation, les matériaux et les procédés d'impression. Cette formation personnelle peut être longue, on parle de courbe d'apprentissage du chirurgien (Lu et al., 2009 ; Oxley, 2017 ; 2018). Elle peut être source de démotivation pour les chirurgiens et les médecins qui souhaitent se lancer, d'autant que la documentation pour se former en médecine vétérinaire reste limitée. Pour pallier à ces difficultés, plusieurs entreprises proposent leurs services et réalisent la conception et l'impression du modèle à la demande du chirurgien. Cette procédure

présente ses avantages et ses inconvénients : bien que le chirurgien ne soit plus confronté aux difficultés de la conception du modèle, il la laisse entre les mains d'un ingénieur, ce qui peut générer un sentiment de frustration du chirurgien et l'amener à penser qu'il ne maîtrise pas totalement son intervention chirurgicale ayant comme conséquence un stress et une sous-estimation de son rôle dans la procédure chirurgicale.

## 2.5. LIMITES DES MODÈLES ET DES MATÉRIAUX

Outre les difficultés de conception, les modèles 3D présentent également des limites. Les guides chirurgicaux orthopédiques imposent un contact étroit entre l'os et le guide. Cette contrainte suppose une dissection complète des tissus mous qui n'est pas toujours évidente, d'autant que la planification préopératoire sur un modèle 3D avec des guides chirurgicaux ne permet pas de mettre en scène les contraintes qu'imposeront les tissus mous au moment de la chirurgie. De surcroît, il est également important de souligner que le contact d'instruments orthopédiques sur le guide, comme une scie ou une vis, peut entraîner le dépôt de mini-fragments de matériau dans l'organisme, et malgré un rinçage important certains débris microscopiques sont susceptibles de rester dans l'organisme de l'animal (Oxley, 2017 ; 2018). Bien que les matériaux choisis soient majoritairement biocompatibles dans ce contexte, aucune étude n'a encore été réalisée sur les effets indésirables ultérieurs possibles à notre connaissance. Ceci est d'autant plus vrai lors d'utilisation de guides conçus avec des matériaux non biocompatibles (Oxley, 2017).

L'autre limite des modèles concerne la difficulté à reproduire les tissus mous (Ghizoni et al., 2018). Bien que les publications scientifiques sur la conception de modèles osseux soient de plus en plus importantes, peu d'études sont disponibles sur la reproduction des tissus mous et la satisfaction des auteurs semble plus limitée (Martelli et al., 2016). Cela s'explique par les limites des propriétés des matériaux disponibles pour l'impression de modèles non biologiques qui manquent de souplesse par rapport aux vrais tissus (Adams et al., 2015).

*Tableau 7: Synthèse des avantages et inconvénients de l'utilisation des imprimantes 3D pour les applications médicales évoqués dans la littérature*

AVANTAGES	INCONVÉNIENTS
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Apport d'informations complémentaires à l'imagerie conventionnelle (Parikh, Sharma, 2018)</li> <li>• Meilleure compréhension des relations anatomiques (Singare et al., 2009 ; Wong et al., 2017a)</li> <li>• Répétitions de l'opération et planification de la chirurgie (Parikh, Sharma, 2018)</li> <li>• Réduction du temps opératoire (réduction de l'anesthésie) (Boonen et al., 2012 ; Lethaus et al., 2012 ; Li et al., 2013 ; Lu et al., 2009 ; Lethaus et al., 2012 ; Oxley, 2017 ; Salmi et al., 2012 ; Singare et al., 2009)</li> <li>• Tester les implants pour déterminer avant l'intervention la forme et le positionnement les mieux adaptés (Kim et al., 2018)</li> <li>• Amélioration de la communication entre confrères, avec les patients ou propriétaires (Harrysson et al., 2003 ; Parikh, Sharma, 2018 ; Pucci et al., 2017)</li> <li>• Diminution des complications peropératoires : réductions de la perte de sang, du temps d'ischémie et du temps d'anesthésie (Bagaria et al., 2011 ; Boonen et al., 2012).</li> <li>• Meilleure confiance en soi pour les chirurgiens (Harrysson et al., 2003 ; Parikh, Sharma, 2018 ; Tam et al., 2013)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Coût (Javaid, Haleem, 2018 ; Lu et al., 2009 ; Oxley, 2018 ; 2017 ; Parikh, Sharma, 2018 ; Singare et al., 2009)</li> <li>• Temps de conception et d'impression (Singare et al., 2008 ; Winer et al., 2017)</li> <li>• Non applicable en urgence (Bagaria et al., 2011 ; Singare et al., 2008)</li> <li>• Nécessité d'un contact étroit entre l'empreinte de guidage et l'os (Oxley, 2018)</li> <li>• Courbe d'apprentissage du chirurgien (Oxley, 2018 ; 2017 ; Lu et al., 2009)</li> <li>• Effet inconnu des débris microscopiques du guide sur l'organisme (Oxley, 2018 ; 2017)</li> <li>• Difficulté à simuler les tissus (Ghizoni et al., 2018)</li> <li>• Propriétés biomécaniques encore douteuses (Li et al., 2013)</li> <li>• Manque de souplesse des matériaux parallèlement aux vrais tissus (Adams et al., 2015)</li> <li>• Imagerie : la tomographie expose le patient aux rayonnements et impose une anesthésie (Singare et al., 2008)</li> </ul>

AVANTAGES	INCONVÉNIENTS
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Simplification de la technique chirurgicale (Lu et al., 2009 ; Oxley, 2017)</li> <li>• Diminution du temps chirurgicale (Boonen et al., 2012 ; Lu et al., 2009 ; Oxley, 2017)</li> <li>• Meilleure précision (Lu et al., 2009)</li> <li>• Choix pré-chirurgicale de la taille des vis et de leur positionnement (Lu et al., 2009)</li> <li>• Réduction des coûts dans le temps en éducation (Ghizoni et al., 2018 ; Schoenfeld-Tacher et al., 2017)</li> <li>• Réduction de l'utilisation des animaux (Schoenfeld-Tacher et al., 2017)</li> <li>• Reproduction rapide (Adams et al., 2015)</li> <li>• Issus de vrais modèles</li> <li>• Enseignement des techniques chirurgicales (Parikh, Sharma, 2018)</li> <li>• Meilleur ajustement avec les tissus environnants (Salmi et al., 2012)</li> <li>• Optimisation des propriétés de l'implant</li> <li>• Réduction des erreurs chirurgicales (Singare et al., 2008)</li> <li>• Meilleure esthétique (Singare et al., 2009)</li> <li>• Réduction de l'exposition aux outils d'imagerie peropératoires tels que la fluoroscopie (Lu et al., 2009 ; Oxley, 2018)</li> </ul>	

**PARTIE III : APPLICATIONS POSSIBLES CHEZ LES  
ANIMAUX EXOTIQUES : PERSPECTIVES FUTURES ET  
DISCUSSION**

La médecine des animaux exotiques évolue continuellement. Les vétérinaires sont en permanence confrontés à des espèces différentes dont l'anatomie et la physiologie varient considérablement. Ils doivent constamment se documenter et s'adapter à chaque situation. Dans ce contexte, l'impression 3D est un nouvel outil médical qui semble particulièrement intéressant en permettant une adaptation à chaque espèce.

## 1. PROTHÈSES ET ORTHÈSES

Les prothèses remplacent une partie ou la totalité d'un membre, tandis que les orthèses sont définies comme des dispositifs médicaux attachés au corps pour soutenir, positionner, aligner ou protéger un membre blessé (Mich, 2014 ; R. Eric Miller et al., 2018).

### 1.1. PROTHÈSES ET ORTHÈSES CHEZ LES OISEAUX

#### 1.1.1. Les prothèses de bec

Chez les oiseaux, le bec a plusieurs rôles : il permet de s'alimenter, de se toiletter, d'échanger avec d'autres individus et de favoriser les interactions sociales (Speer, 2016). Or, les traumatismes du bec sont fréquents chez les oiseaux, et plus particulièrement chez les oiseaux de compagnie et de parcs animaliers. La gestion des fractures n'est pas évidente et une mauvaise cicatrisation peut avoir des répercussions entraînant des déviations du bec, une infection de la plaie et une usure inégale de la rhamphothèque (Speer, Powers, 2016). Il est important de bien analyser la fracture et d'observer si l'animal est en capacité de s'alimenter. Si la fracture empêche l'animal de s'alimenter, la mise en place d'une prothèse est primordiale pour la survie et le bien-être comportemental de l'animal (Speer, Powers, 2016).

La conception d'une prothèse de bec peut être un défi. Plusieurs cas de prothèse de bec sont décrits dans la littérature. Elles sont le plus souvent construites à partir de résine d'époxy ou de méthacrylate appliqués sur des broches intramédullaires ou de cerclage (Speer, Powers, 2016). Des prothèses ont été conçues chez diverses espèces d'oiseaux, comme un Toucan ariel (*Ramphastos vitellinus*) (Crosta, 2002), un Araçari grigri (*Pteroglossus aracaris*) (Crosta, 2002), un Marabout d'Afrique (*Leptoptilos crumenifer*) (Morris et al., 1990), et un Bucorve d'Abyssinie (*Bucorvus abyssinicus*) (Peters, 2008). Dans l'ensemble les résultats obtenus sont corrects. On note toutefois que certaines prothèses ont dû être retirées quelques mois après leur mise en place.



En 1990, Morris et ses collaborateurs rapportent un cas de prothèse de bec en méthacrylate pour la gestion d'une fracture et amputation de la mandibule d'un Marabout d'Afrique (*Leptoptilos crumenifer*). Pour créer la prothèse, de l'alginate dentaire est coulée dans un premier temps autour du bec pour concevoir un moule. Au moment de la chirurgie, du méthacrylate est coulé au sein du moule et durci. Des broches sont insérées pour assurer son maintien. Malgré une bonne utilisation du bec par l'oiseau, après neuf mois un affaiblissement de la prothèse a été constaté au niveau de la jonction entre la mandibule et la prothèse, et celle-ci a dû être retirée.

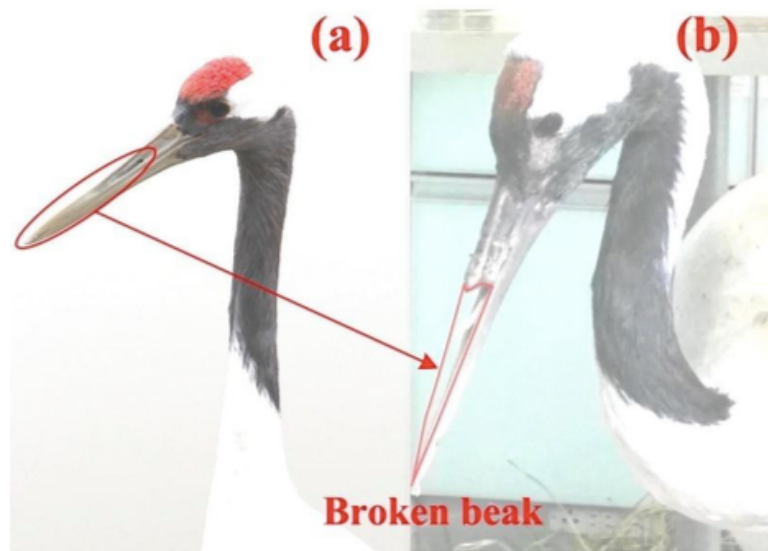
En 2002 Crosta propose une autre technique de reconstruction grâce à l'utilisation de matériaux « alloplastiques » dans le cadre d'une fracture maxillaire chez un Araçari grigri (*Pteroglossus aracaris*) et « hétéroplastique » chez un Toucan ariel (*Ramphastos vitellinus*), qui montre de bons résultats.

Bien que ces dernières années, de nombreux vétérinaires aviaires aient expérimenté l'impression 3D, peu d'études scientifiques sont publiées (un seul article scientifique publié sur la conception de prothèse de bec) et la plupart des rapports cliniques se trouvent dans des blogs, des magazines et sur des médias populaires. Parmi ceux-ci on trouve un cas de prothèse de bec conçue aux États-Unis pour un Pygargue à tête blanche (*Haliaeetus leucocephalus*) souffrant d'avulsion maxillaire à la suite d'une blessure de braconnage, le cas d'un Toucan (*Ramphastos dicolorus*) qui reçoit également une prothèse, et celui d'un Ara bleu (*Ara ararauna*) (Figure 57) (Nickels, 2018).



**Figure 57 :** Photographie d'une prothèse de bec chez un Ara Bleu (*Ara ararauna*). D'après Nickels, 2018.

Le seul article scientifique traitant de la conception d'une prothèse de bec par impression 3D concerne une grue du Japon (*Grus japonicus*). Dans cet article, Song et ses collaborateurs décrivent en 2017 chaque étape de la conception d'une prothèse de bec en alliage de titane pour la prise en charge d'une avulsion maxillaire (Song et al., 2017) (Figure 58).

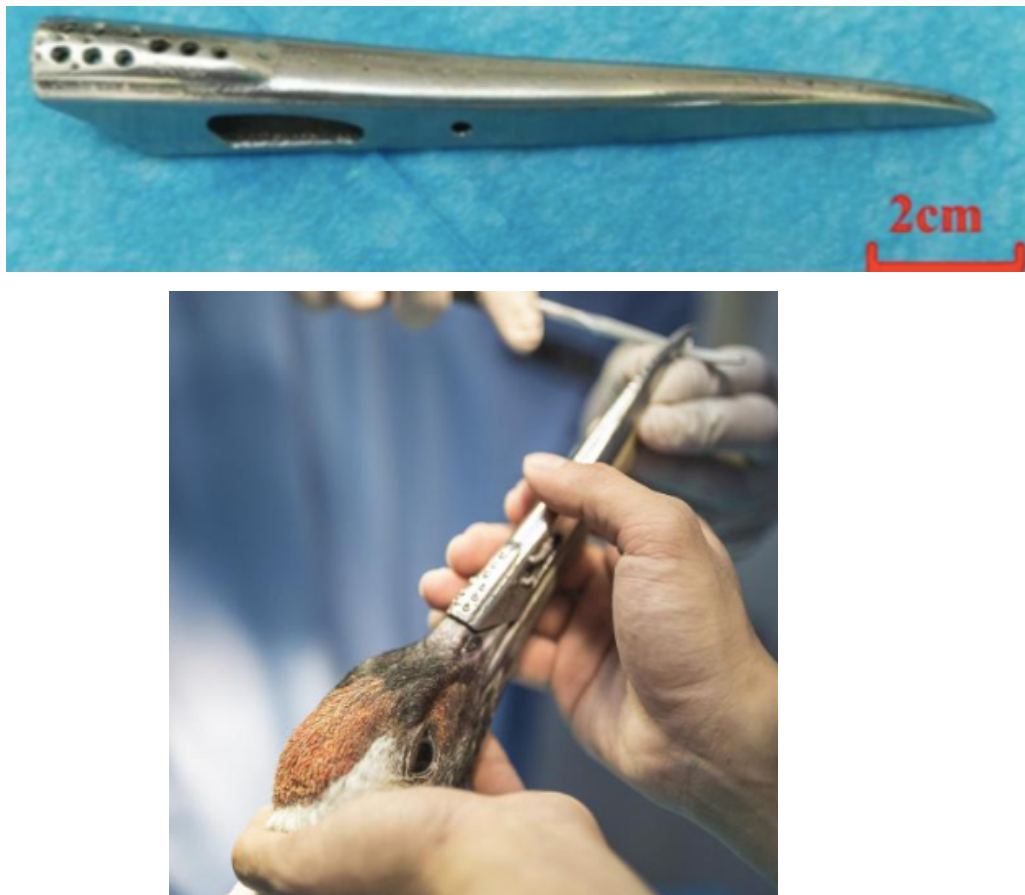


**Figure 58 :** Représentation schématique d'un bec de *Grus japonensis* physiologique intact (a), et d'une fracture de bec nécessitant une reconstruction (b). Photographies d'après Song et al., 2017

À la suite de cette fracture de bec l'animal était en effet incapable de se nourrir tout seul (Figure 58). Pour la conception de cette prothèse, Song et al., ont fabriqué plusieurs exemplaires de modèles en plastique (PLA) afin d'obtenir le meilleur modèle. L'état de santé de l'animal étant très instable et ne permettant pas une anesthésie, ils ont réalisé des mesures manuelles du bec pour la conception informatique. Le meilleur modèle a été imprimé en alliage de titane (Ti6Al4V) grâce au procédé SLM et poli pour réduire la rugosité de la pièce (Figure 59). Deux exemplaires ont été imprimés : l'un pour l'animal et un deuxième pour la réalisation de mesures d'évaluation des propriétés du prototype comme la rugosité et la dureté. Les auteurs concluent que la légèreté, la dureté et la résistance à la corrosion du titane Ti6Al4V en font un bon matériau pour une prothèse de bec chez une grue du Japon.

Lors de la conception du modèle plusieurs difficultés se sont présentées : l'adaptation de la prothèse aux narines, l'adaptation parfaite des trous de vis aux vis utilisées, et l'insertion bord à bord de la prothèse avec le bec intact. Après six tentatives une structure creuse avec une cloison permettant d'isoler la partie fracturée contre les infections a été obtenue. Des pores au

niveau des narines ont été ajoutés et la fixation au bec a été assurée par trois rangées de trois trous de vis à la base de la prothèse (Figure 59).



**Figure 59 :** Prothèse de bec en alliage de titane chez un *Grus japonensis* conçu à l'aide d'un procédé SLM.

*D'après Song et al., 2017.*

Par ailleurs, il est important de prendre en compte la croissance constante et la structure dynamique du bec des oiseaux dont la vitesse de remplacement de la kératine dépend de l'espèce et de l'utilisation du bec. A titre d'exemple, chez les gros perroquets la rhinothèque peut être remplacée en six mois, alors que chez les toucans, la croissance de la rhinothèque est d'environ 0,5 cm en deux ans. La vitesse de croissance de la gnathothèque est quant à elle environ deux à trois fois plus rapide que celle de la rhinothèque (Roberto S. Fecchio, 2009 ; Fecchio et al., 2010). Face à cette dynamique, la prothèse imprimée ne sera pas pérenne. Une évaluation régulière de la croissance du bec et un réajustement de la prothèse sont nécessaires.

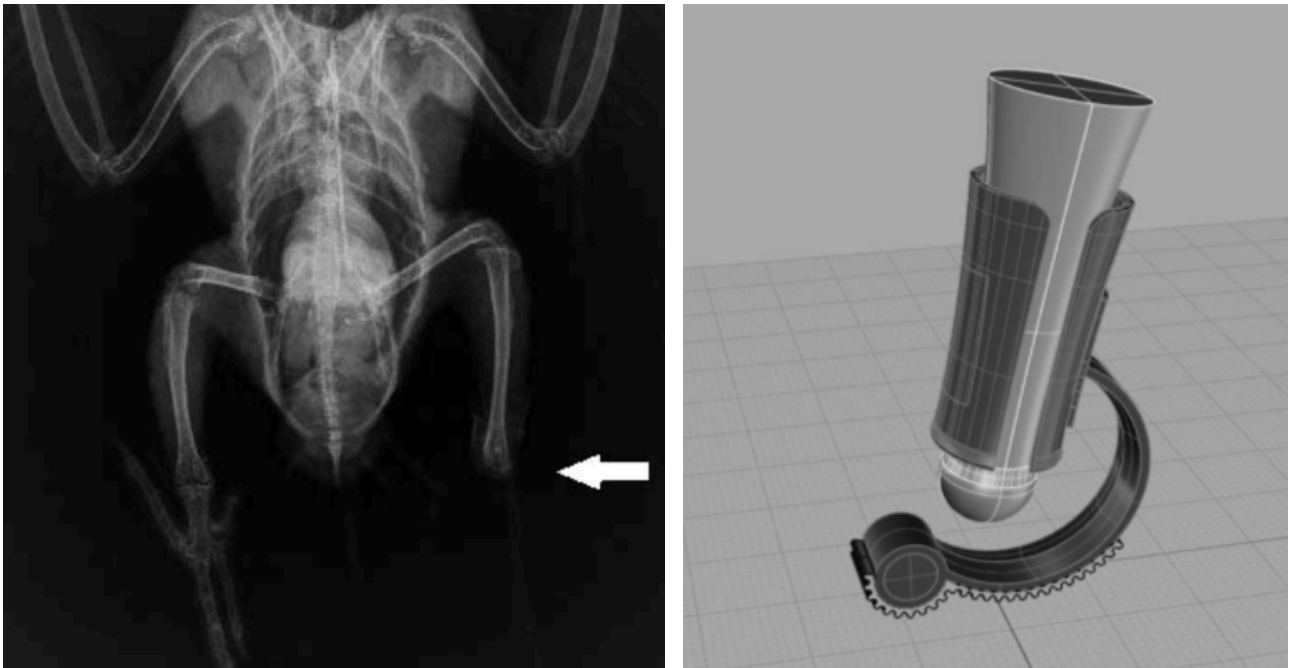
### 1.1.2. Prothèse de pattes chez les oiseaux

Les oiseaux sauvages et en captivité sont souvent victimes de blessures articulaires. Les os ont tendance à se briser facilement, entraînant souvent des fractures comminutives difficiles à gérer. Bien que les objectifs orthopédiques soient similaires aux patients mammifères, l'anatomie de l'oiseau présente des caractéristiques et des défis uniques (Speer, 2016). En 2018, Galicia et ses collaborateurs publient un rapport de cas sur la conception d'une prothèse de jambe chez une Amazone à lores rouges (*Amazone autumnalis*) à la suite d'une amputation au niveau de l'articulation tibiotarsienne – tarsométatarsienne (Figure 60) (Galicia et al., 2018). Sur une période de quatre mois, trois modèles de prothèses ont été ajustés et évalués pour obtenir un résultat optimal. Pour la conception, les auteurs ont pris en compte les caractéristiques cutanées du moignon, les mouvements articulaires de l'oiseau, ses activités en fonction de son cadre de vie et l'éviction de plaies de pression du moignon au niveau de la zone de contact avec la prothèse.

Les mesures de la taille et de la forme du moignon ont permis une reconstitution à l'aide d'un logiciel informatique afin de concevoir le modèle. Le dernier modèle obtenu était composé d'une emboîture de type « cylindrique », rigide, creuse, ouverte circulairement du côté du moignon pour éviter une trop grande pression sur celui-ci et clos en région distale avec un diamètre circulaire plus petit (Figure 60).

La section proximale au niveau de la zone de contact du moignon a été coupée verticalement sur un côté dans le dernier modèle pour permettre une meilleure adaptation du diamètre et limiter les plaies de pression. Un pont composé de deux plaques fines légèrement pliables a été apposé sur la structure principale et relié à une structure légèrement incurvée, résistante et flexible. Un coussinet en caoutchouc antidérapant a été ajouté sous la structure en contact avec le sol pour améliorer la traction sur le sol (Figure 60). La prothèse a été imprimée avec un polymère d'acide polylactique biodégradable et un procédé FDM. Le perroquet a rapidement utilisé la prothèse pour se déplacer et n'a pas essayé de l'enlever.

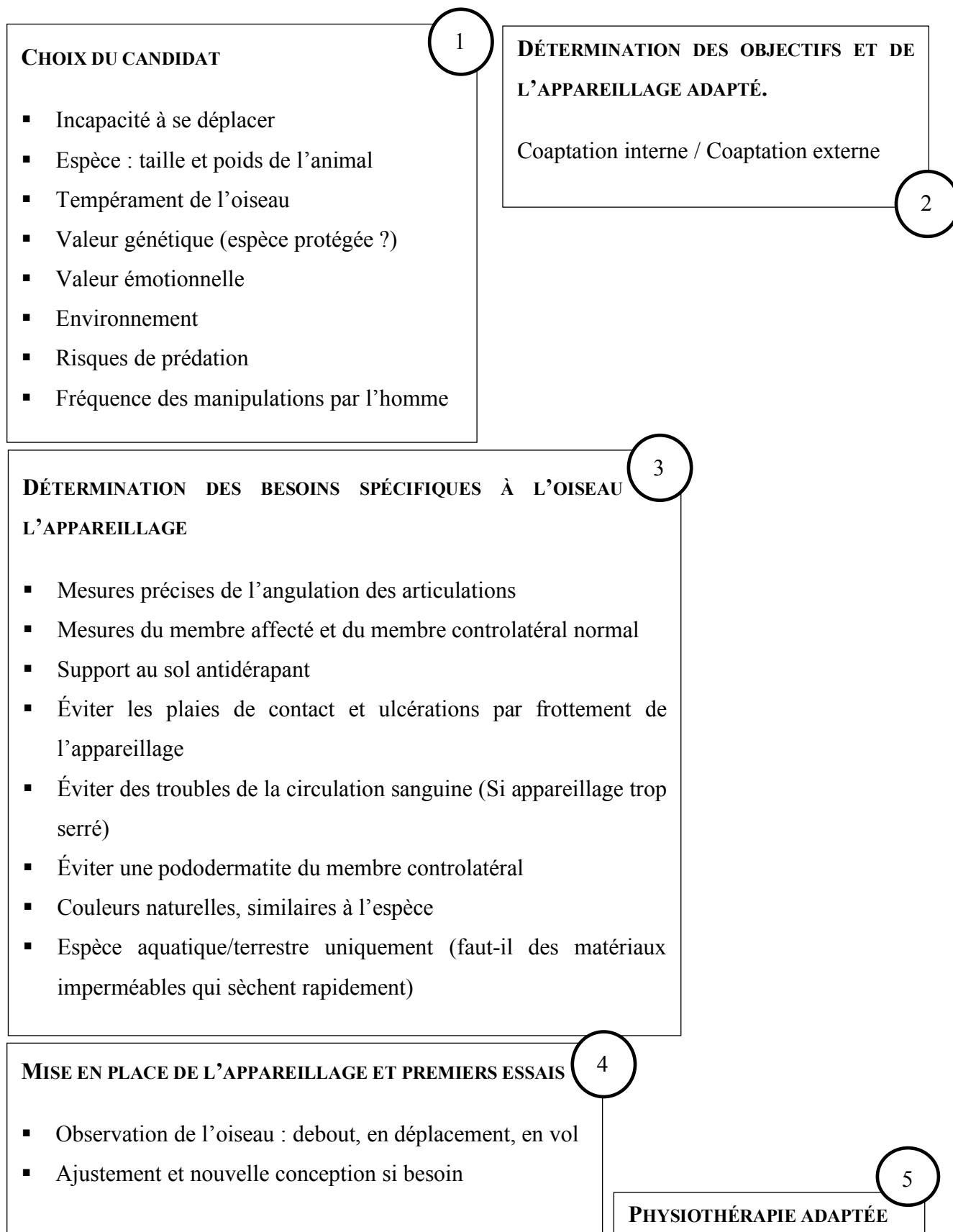
En pratique clinique, les amputations chirurgicales de pattes peuvent rapidement entraîner l'euthanasie. Les prothèses de membres, encore en plein développement, offrent aujourd'hui une alternative à cette prise de décision, une amélioration du bien-être de l'animal et la préservation de l'espèce si celle-ci est menacée.



**Figure 60:** Photographie de la modélisation d'une prothèse de patte chez une Amazone à lores rouges (*Amazona autumnalis*). D'après Galicia et al., 2018

Toutefois, le clinicien doit évaluer le rapport coût / bénéfice avant toute décision (R. Eric Miller et al., 2018). Il doit se demander si l'animal sera capable de se débrouiller seul avec la prothèse et quel sera son niveau de qualité de vie. Il doit prendre également en considération la biologie de l'espèce et avoir une attention toute particulière si l'espèce est protégée.

Bien que certains matériaux actuels soient très légers, les prothèses ont un poids minimal qui peut s'avérer trop important pour certaines espèces. Les petits oiseaux de moins de 200g, tels que les passeriformes, ne sont pas de bons candidats étant donné leur trop faible poids et leurs membres de très petite taille. Cependant, ils sont souvent capables de compenser l'absence d'un membre pelvien avec le membre controlatéral. A l'inverse, les oiseaux de grande taille ou aux longues pattes sont de meilleurs candidats. C'est le cas par exemple des oiseaux de proie, des galliformes, des gruiformes, des pelcaniformes, des phoenicopteriformes, des ibis, des cigognes et des manchots (R. Eric Miller et al., 2018). Le tempérament de l'animal, sa valeur génétique, sa valeur émotionnelle, son environnement, les risques de prédation, la manipulation de l'homme sont des éléments importants à prendre en compte (Figure 61).



**Figure 61 :** Démarches de conception d'une prothèse/orthèse chez un oiseau d'après *Galicia et al., 2018 ; R. Eric Miller et al., 2018*

Les prothèses/orthèses de membres ne sont pas sans risques. Une mauvaise adaptation de l'appareillage peut aboutir à des plaies de pression, une pododermatite sur le membre controlatéral, une myopathie, une immunodépression secondaire au stress ou la mort. Le pronostic sur le long terme des prothèses de membres chez les oiseaux manque à ce jour de données et varie certainement considérablement selon les espèces, les individus et l'appareillage (Galicia et al., 2018 ; R. Eric Miller et al., 2018).

Bien que les prothèses chez les animaux exotiques soient encore relativement peu explorées, les nombreux exemples en humaine nous permettent de mieux comprendre leur fonctionnement (Annexe 8).

### 1.1.3. Orthèses : conception d'attelles sur mesure

La médecine des animaux exotiques est souvent limitée par le manque d'outils médicaux adaptés à leurs particularités anatomiques. C'est le cas notamment pour la gestion des fractures chez les oiseaux. Les vétérinaires et soigneurs doivent user d'imagination pour trouver des outils adaptés. L'impression 3D en permettant d'imprimer des réalisations sur mesure est un dispositif intéressant.

A titre d'exemple, Adrien CORSI, soigneur au centre LPO (Ligue de protection des oiseaux) Auvergne a développé et créé des attelles en plastique sur mesure adaptées à l'anatomie de chaque patient pour la prise en charge des fractures carpo-métacarpiennes. Ainsi des attelles en acide polylactique sont conçues en forme de « J » et épousent parfaitement les formes du radius, de l'ulna et du métacarpe. Des trous sont ajoutés au modèle pour permettre d'alléger le poids de l'attelle et une bonne aération de la peau (Figure 62). Les premiers prototypes réalisés avaient en effet tendance à engendrer des plaies au contact de la peau après quelques jours. Pour y remédier, un espace de quelques millimètres a été ajouté entre la peau de l'oiseau et l'attelle.

Une fois, l'attelle mise en place, un « bandage en 8 » est réalisé pour assurer un meilleur maintien. Un contrôle radiographique est réalisé dix jours après la pose pour suivre la cicatrisation osseuse. Les attelles réalisées à ce jour montrent de bons résultats.

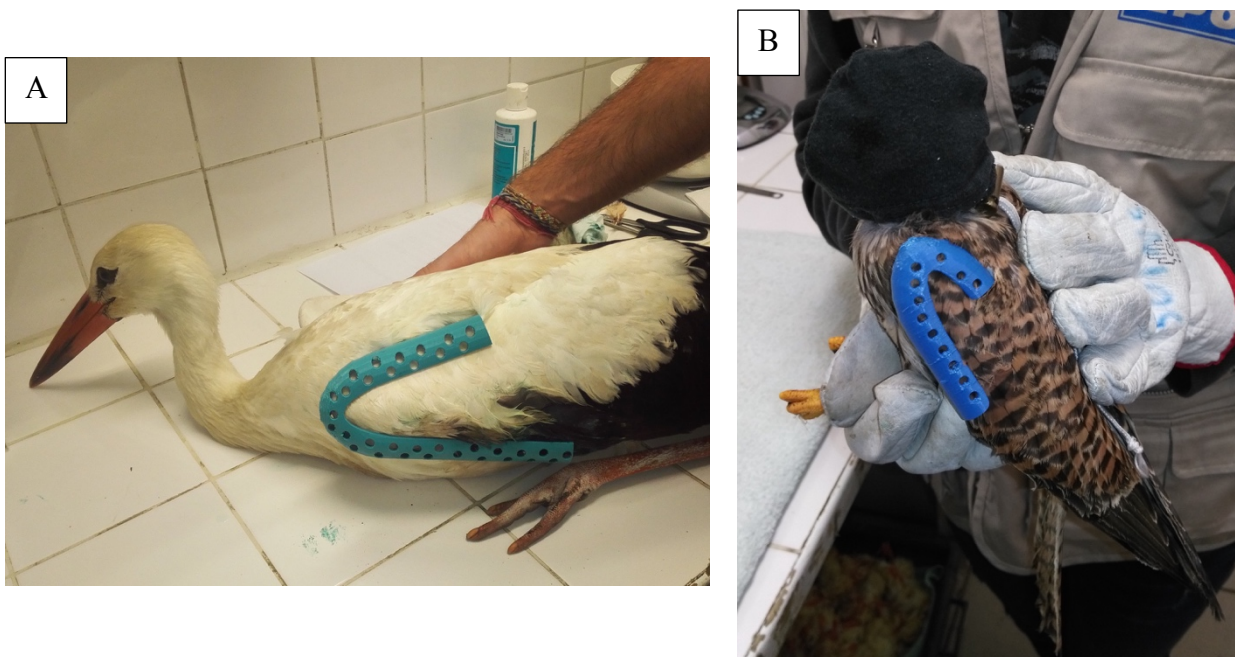
En fonction du procédé d'impression et du matériau, certains facteurs sont à prendre en compte. Les modèles imprimés par photopolymérisation à base de résine seront sensibles aux rayonnements ultra-violets. Ainsi, leur exposition à de forts rayonnements peut entraîner une



augmentation de température indésirable pour l'animal. Dans un tel contexte, l'animal devra donc être maintenu à l'abri des UV.

Les attelles protègent les mouvements et réduisent la gravité des blessures. Ces dispositifs ne doivent cependant pas être considérés comme un substitut à la chirurgie quand celle-ci est indiquée ; ils sont complémentaires à la chirurgie. Ils deviennent une alternative seulement lorsque celle-ci n'est pas indiquée ou impossible.

Leur conception doit prendre en compte l'affection, le plan thérapeutique global, le pronostic, l'anatomie, la fonction du membre, l'aspect pratique et le confort.



**Figure 62 :** Photographies d'attelles sur mesure imprimées en 3D en plastique (PLA) chez une cigogne (*Ciconia ciconia*) présentant une fracture du métacarpe gauche (A) et un faucon crécerelle (*Falco tinnunculus*) (B). Photos et conception d'Adrien Corsi, soigneur, LPO Auvergne.

## 1.2. PROTHÈSES CHEZ LES CHÉLONIENS

### 1.2.1. Prothèses de carapace et de bec chez les chéloniens

La carapace osseuse des tortues est composée de deux parties : le plastron, situé ventralement, et la dossière qui englobe les côtes et la colonne vertébrale au niveau dorsal. Ces deux parties sont reliées par des ponts latéraux osseux (Douglas R. Mader, Stephen J.Divers, 2006). La carapace protège les organes, les tissus, les membres, empêche la perte de chaleur et de fluides corporels et sert de réserve minérale (Sypniewski et al., 2016). En cas de rupture, les tissus



sous-jacents sont exposés au milieu extérieur et une ré-ossification peut prendre un à deux ans (Douglas R. Mader, Stephen J.Divers, 2006).

Plusieurs techniques de reconstruction existent à ce jour, telles que l'utilisation de broches, de vis et de cerclage. Toutefois, dans certains cas, la perte de substance est trop importante et demande une thérapie par pression négative ou la confection de prothèse. Pour la fabrication de prothèse, l'utilisation de l'impression 3D peut jouer un rôle futur intéressant en s'adaptant parfaitement à la perte de substance (Figure 63).

Actuellement, peu d'options sont disponibles pour fournir une protection étanche à l'eau chez les tortues semi-aquatiques et aquatiques. La conception d'une prothèse, étanche et imperméable permettrait une immersion dans l'eau et préserverait les comportements normaux.



**Figure 63 :** Photographie d'une carapace de tortue imprimée en 3D pour la prise en charge d'une fracture avec une perte importante de substance de la dossière et du plastron. *Photo et conception par le Docteur vétérinaire Franck Rival.*

A ce jour, aucune étude chez les tortues terrestres et aquatiques n'a été publiée à notre connaissance pour évaluer l'intérêt de l'utilisation de l'impression 3D dans la gestion des fractures de carapace complexes et ses limites. Un tel projet pourrait être particulièrement intéressant à l'avenir.

En 2015, une tortue de mer a reçu un implant de mâchoire en titane maxillo-mandibulaire à la suite d'un traumatisme causé par une hélice de bateau. La conception a constitué un défi de taille en raison de la force de la mâchoire de l'animal qui pesait 45kg (Nickels, 2018) (Figure 64). Des analyses de mouvements et de force ont dû être réalisées au préalable. La prothèse a

été apposée à l'aide de vis. Toutefois, aucun suivi sur le long terme n'a été publié concernant cette prothèse.



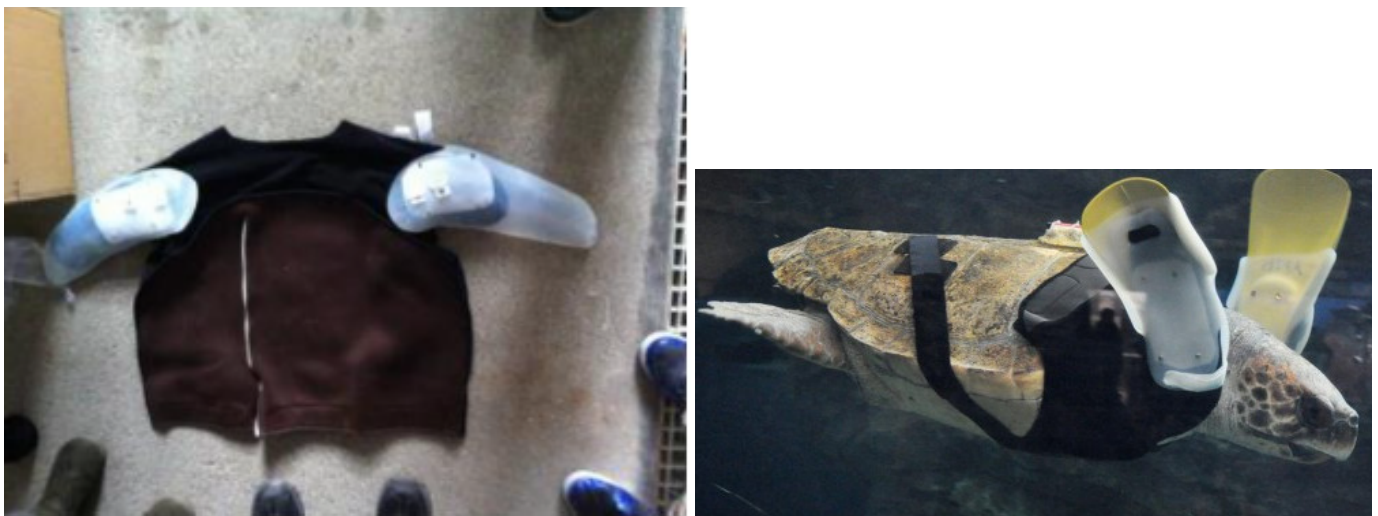
**Figure 64 :** Photographie d'une prothèse maxillo-mandibulaire chez une tortue. *Photos d'après Nickels, 2018*

#### 1.2.2. Prothèse de nageoire chez les tortues aquatiques

Plusieurs auteurs se sont intéressés à la conception de prothèses de nageoire chez des tortues aquatiques. En raison de causes environnementales ou de l'intervention humaine, des tortues de mer peuvent être gravement blessées et se retrouver échouées sur les plages. Or certaines appartiennent à des espèces en voie d'extinction. Certaines blessures imposent parfois une amputation du membre qui engage le pronostic vital de l'animal, celui-ci ne pouvant alors plus nager ou s'accoupler. Les tortues aquatiques utilisent leurs membres pour deux types de locomotion : la nage et le déplacement terrestre sur les plages au moment de la ponte. Les nageoires antérieures permettent une propulsion du corps et sont souvent utilisées de manière synchrone, tandis que les nageoires postérieures peuvent être apparentées à un gouvernail et permettent la direction.

Lorsqu'une tortue blessée ne peut plus utiliser les muscles et les os impliqués dans la nage, elle essaiera naturellement d'utiliser une autre partie de son corps pour compenser cette perte, ce qui peut ne pas être bénéfique à long terme, puisque les autres muscles devront travailler plus fort et les contraintes mécaniques seront réparties différemment. Dans ce contexte, les nouvelles contraintes imposées à l'organisme pendant la vie de la tortue peuvent nuire à sa santé (Vivian Liang et al., 2016).

En 2009, une équipe japonaise en collaboration avec des vétérinaires, une entreprise de prothèse, un aquarium et des universités, a confectionné une prothèse de nageoire chez une tortue de mer Caouanne (*Caretta caretta*) (Xiaoqian et al., 2013). La tortue blessée avait perdu une partie de ses deux membres antérieurs. L'équipe a conçu une prothèse pour chaque membre blessé à base de polymères en plastiques qui ont été attachées entre elles et sur l'animal à l'aide d'un « gilet » (Figure 65). Une analyse hydrodynamique tridimensionnelle de la propulsion des membres avec et sans prothèse, comparée avec celle d'une tortue de mer saine a montré des résultats positifs.



**Figure 65 :** Prothèse de nageoires antérieures pour une tortue Caouanne (*Caretta caretta*). Photos extraites de Xiaoqian et al., 2013 et [www.veganithaca.wordpress.com](http://www.veganithaca.wordpress.com)

Bien que la prothèse n'ait pas été conçue à l'aide d'une imprimante 3D, cette conception laisse entrevoir son intérêt possible. En effet, on peut supposer que cette nouvelle technologie pourrait aider, soit dans la construction des pièces composant le modèle final, soit pour imprimer des prototypes d'essai avant la fabrication de la prothèse définitive. C'est ce qu'ont fait deux équipes d'étudiants de Worcester Polytechnic Institute, entre 2016 et 2017. Ils ont conçu une prothèse de nageoire du membre antérieur droit chez une tortue aquatique de Kemp (*Lepidochelys kempii*) suite à une amputation du membre en s'aidant de l'impression 3D (Frederick Burgwardt et al., 2017).

Avant la conception d'une telle prothèse, plusieurs objectifs sont à prendre en considération :

- Le poids de l'animal
- L'anatomie et les mouvements natatoires (Frederick Burgwardt et al., 2017 ; Vivian Liang et al., 2016)

- L'utilisation de matériaux confortables, durables, non toxiques pour l'environnement et l'animal, adaptés à la nage et légers (Vivian Liang et al., 2016)
- Une prothèse efficace pour la natation et l'accouplement (Frederick Burgwardt et al., 2017 ; Vivian Liang et al., 2016)
- L'éviction de plaies de frottement au niveau de l'attachement de la prothèse sur le moignon (Frederick Burgwardt et al., 2017 ; Vivian Liang et al., 2016)

Ainsi ces étudiants ont créé une prothèse sur mesure apparentée à une palme souple en silicone. Pour la fixation de la prothèse une attache en « gant » a été fabriquée composée de deux modules : un « gant » sur mesure en silicone comme emboîture, et un manchon en caoutchouc et matériaux imperméables en contact direct avec le moignon rattachant le gant à la palme. Les différentes pièces ont été imprimées en 3D à l'aide d'un logiciel de conception assistée par ordinateur. Une fois imprimés, ils ont servi à la conception de moules permettant de fabriquer ultérieurement d'autres modèles de nageoires et d'essayer différents matériaux (Figure 66).

Avant que le prototype ne soit placé sur l'animal, des tests de pression, d'évaluation du poids et de simulation en milieu aquatique ont été réalisés. Le manchon du gant a été moulé avec un plastique léger, *Featherlight*. Après des essais chez l'animal, quelques modifications ont dû être apportées concernant l'attache et les matériaux. Pour cela, plusieurs prototypes ont de nouveau été fabriqués à l'aide d'imprimante 3D.



**Figure 66 :** Conception d'une nageoire chez une tortue de mer à l'aide d'une imprimante 3D. Photos d'après Frederick Burgwardt et al., 2017.

Pour une espèce en danger, chaque individu est crucial pour la survie du groupe. Ainsi, une prothèse qui pourrait permettre à une tortue de se reproduire pourrait jouer un rôle dans la sauvegarde de l'espèce. Cependant, bien que l'impression 3D apporte un outil supplémentaire

d'intérêt pour la conception de prothèses sur-mesure adaptées aux particularités anatomiques, une tortue amputée ne pourra jamais être relâchée dans la nature pour sa propre sécurité.

## 2. ÉDUCATION, FORMATION ET OUTILS ADAPTÉS : PERSPECTIVES FUTURES

### 2.1. OUTILS SUR MESURE ADAPTÉS À CHAQUE ESPÈCE

La médecine des nouveaux animaux de compagnie (NAC) et de la faune sauvage souffre fréquemment d'un manque d'outils médicaux adaptés à ses patients. Les vétérinaires utilisent en grande parties des outils issus de la médecine humaine ou canine. Ils doivent en permanence faire preuve d'imagination, comme par exemple utiliser un cathéter sans mandrin pour intuber une jeune tortue, ou encore utiliser une bouteille comme masque pour l'anesthésie volatile d'un oiseau à long bec tel que le héron. Ce manque d'outils adaptés au patient peut parfois limiter le vétérinaire notamment lors d'une chirurgie. Dans ce contexte, l'impression 3D pour la conception d'outils sur mesure pourrait trouver une application intéressante. Dans la littérature médicale humaine, des écarteurs chirurgicaux de type Faraboeuf personnalisés ont été imprimés en PLA puis stérilisés au glutaraldéhyde (Figure 67).



**Figure 67 :** Écarteurs chirurgicaux imprimés en PLA. *Photo d'après Rankin et al., 2014*

Des tests de résistance et de stérilité de ces objets imprimés sont revenus positifs. Les écarteurs étaient stériles et capables de supporter plus de 13 kg avant de se fracturer, ce qui est supérieur à la force nécessaire pour rétracter des tissus humains abdominaux (Rankin et al., 2014).

Lattin et al. ont développé sur mesure un appareil de positionnement et de maintien de moineaux en toute sécurité pour la réalisation d'un examen de tomodensitométrie et TEP du crâne (Lattin et al., 2018). La fabrication de ce dispositif a été réalisée via l'impression 3D pour convenir parfaitement à la forme du crâne des moineaux.

Ces deux études laissent entrevoir la possibilité de concevoir des outils médicaux spécifiques au patient. Pour l'impression et la conception, il faudra au préalable définir la fonction précise



de l'objet, les forces et contraintes auxquelles il sera soumis, les températures environnantes au moment de son utilisation et l'importance ou non de sa stérilité. Les objectifs recherchés conditionneront le choix des matériaux, de l'imprimante et du mode de stérilisation.

## 2.2. ÉDUCATION ET ENTRAÎNEMENT CHIRURGICAL

Les NAC et les animaux sauvages regroupent des espèces dont l'anatomie et la physiologie varient considérablement. Les vétérinaires doivent en permanence se documenter sur chacune d'elle.

L'impression 3D pourrait être un outil d'aide médical intéressant pour l'apprentissage et la formation des vétérinaires, notamment en anatomie, en chirurgie, et en imagerie. En effet, chez les animaux sauvages, l'ensemble des procédures chirurgicales n'est pas nécessairement documenté dans la littérature. Lors d'une chirurgie, bien que le chirurgien puisse avoir déjà pratiqué l'intervention sur une autre espèce, les variations anatomiques rendent la procédure chirurgicale unique. En ce sens, la possibilité pour le vétérinaire de s'entraîner au préalable sur un modèle grandeur nature est un outil de formation particulièrement intéressant.

En imagerie, nous pensons que la création d'un modèle d'entraînement d'endoscopie chez les oiseaux pourrait être particulièrement intéressante. Dans la littérature médicale humaine, plusieurs simulateurs imprimés en 3D ont été réalisés (Barber et al., 2016 ; Narayanan et al., 2015 ; Zheng et al., 2018). Ils montrent des résultats satisfaisants et prometteurs pour l'éducation et pourrait être, à notre sens, applicables pour la formation endoscopique chez les oiseaux.

## 3. DISCUSSION

Comme nous l'avons vu, l'impression 3D apporte un nouvel outil médical intéressant et prometteur pour la médecine vétérinaire et tout particulièrement pour la médecine des animaux exotiques. L'utilisation du prototypage rapide en médecine s'oriente vers quatre grandes applications : la planification chirurgicale, la conception de guides chirurgicaux et d'outils thérapeutiques sur mesure, l'éducation et la formation des vétérinaires.

Pour la planification pré-chirurgicale la fabrication additive n'est pas destinée à remplacer l'imagerie diagnostique avancée, mais sert plutôt de nouvel outil médical complémentaire à l'interprétation de cas complexes, à la planification de l'approche thérapeutique la plus adaptée

au patient par une meilleure identification des structures anatomiques importantes. Elle peut servir également d'outil complémentaire de communication entre confrères et avec les propriétaires en étant plus ludique et plus visuelle. Bien que son utilisation en médecine vétérinaire soit encore anecdotique actuellement en France, ses avantages peuvent progressivement accroître son utilisation.

Étant donné le coût de la conception et de l'impression de certains modèles 3D on pourrait se demander si cette nouvelle technologie peut avoir une place aussi importante en médecine vétérinaire qu'en médecine humaine. Il convient toutefois de noter que de nombreux propriétaires d'animaux très attachés à leurs animaux feraient presque tout pour les aider. De plus, l'argent dépensé sur les modèles permettra dans certains cas complexes de gagner suffisamment de temps dans la salle d'opération pour couvrir le coût des modèles. Certaines complications peuvent également être évitées puisque le chirurgien dispose davantage d'informations pour prendre sa décision. Le risque d'erreur peut donc être réduit. Selon l'étude publiée par Harrysson et al. en 2003, les chirurgiens étaient beaucoup plus confiants avant l'opération car ils avaient déjà effectué toute la procédure et avaient une très bonne idée de ce à quoi ils pouvaient s'attendre. Un biomodèle élimine la plupart des surprises auxquelles un chirurgien doit souvent faire face quotidiennement (Harrysson et al., 2003).

Chez les animaux exotiques, l'impression 3D semble tout particulièrement intéressante pour la conception de prothèses personnalisées. A la suite de la perte d'un membre, certaines espèces s'adaptent et retrouvent une mobilité acceptable, cependant d'autres se retrouvent dans l'incapacité de se déplacer du fait de leur anatomie. La conception de prothèses/orthèses sur mesure a un rôle dans les deux situations. Bien qu'un animal puisse malgré tout se déplacer, les conséquences à court et long terme ne sont pas bénignes et des douleurs chroniques, des plaies et des limites dans l'expression du comportement sont inévitables. Dans le cas d'un animal dans l'incapacité de se déplacer, ou de se nourrir, les prothèses peuvent offrir une alternative à l'euthanasie. Ces dernières années, la compréhension de la condition physique des animaux a considérablement augmenté, de même que le désir de maximiser la qualité de vie des animaux de compagnie. Il est admis qu'une mobilité optimale peut avoir un impact significatif sur la santé physique et mentale des animaux (Mich, 2014). La qualité des soins demandés par les propriétaires, l'importance génétique de certaines espèces, le bien-être animal, le développement des connaissances des praticiens les amènent à se tourner vers des solutions innovantes.

L'un des principaux objectifs de la médecine et des professionnels de la santé est de rétablir, maintenir et améliorer la qualité de vie des patients. Leur mission est non seulement de prévenir ou de traiter une maladie, mais également de dispenser des soins palliatifs et de réadaptation si nécessaire. En cas d'amputation, le patient est privé d'une partie de son corps, ce qui peut nuire à son mode de vie quotidien. La rééducation avec une prothèse dynamique permet aux patients de reprendre le contrôle de leurs mouvements (Vivian Liang et al., 2016).

L'utilisation de prothèses chez les oiseaux basées sur la technologie 3D est relativement nouvelle et a ouvert de nouvelles opportunités pour aider les oiseaux victimes de blessures graves au bec et aux membres

Au sein de cette étude plusieurs limites sont tout de même à souligner. Tout d'abord, notre étude est uniquement bibliographique. Les informations sont documentées sur la base des articles scientifiques publiés au fil des quinze dernières années. Or, les articles scientifiques disponibles sur l'utilisation des imprimantes 3D en médecine sont très majoritairement des rapports de cas. Ils permettent d'avoir un large éventail de cas et la connaissance des nombreuses situations possibles d'utilisation de l'impression 3D. Toutefois, malgré les nombreux avantages décrits par les auteurs, on manque encore de recul sur le long terme.

De plus, parmi les articles sélectionnés, plusieurs d'entre eux ne précisent pas le procédé d'impression ou les logiciels CAO utilisés, ou les matériaux choisis. De ce fait, un vétérinaire souhaitant se lancer dans l'impression 3D aura du mal à trouver toutes les informations nécessaires.

Par ailleurs, actuellement aucun *gold standard* n'existe pour l'évaluation de la fiabilité des procédés de fabrication 3D en médecine. A l'avenir, il pourrait être particulièrement intéressant de réaliser une étude comparative des différents procédés de fabrication pour chaque grande application médicale, selon la région anatomique. Cela permettrait aux vétérinaires d'orienter leur choix d'imprimante et de matériau. De même pour l'acquisition des images qui manque de données précises utilisables par les vétérinaires.

Également, il est important de noter que nous n'avons pas abordé au cours de cette étude la réglementation qui régit la conception et pose d'implants *in vivo*.



Bien que l'utilisation de l'impression 3D soit prometteuse en médecine vétérinaire, nous pensons que son intérêt et son utilisation dans le futur doit répondre à deux exigences principales pour assurer une pérennité future ;

- Les coûts globaux de conception et d'impression doivent être compensés par les avantages cliniques pour avoir un intérêt.
- Une formation vétérinaire doit se développer. En effet, la création de modèles exige la maîtrise de nouvelles compétences techniques pour générer des formats de fichier imprimables.

Dans un futur proche, on peut anticiper la création d'une Banque de données, regroupant les modèles sous format STL de différentes espèces et de différentes régions anatomiques, accessible par le web. L'implication des écoles vétérinaires dans un tel projet permettrait notamment de disposer d'une nouvelle source d'information et de modèles anatomiques 3D à des fins de meilleure compréhension du diagnostic pour les étudiants, de la prise de décision ou de simulation d'actes chirurgicaux (voir 1.4.3 p90, utilisation d'une scie oscillante pneumatique). La création de salles dédiées au sein des écoles vétérinaires donnant un accès aux modèles anatomiques 3D d'animaux exotiques sains et d'animaux présentant des affections osseuses ou dentaires par exemple, et /ou de régions anatomiques, pourrait être une perspective encourageant la connaissance et la pratique des étudiants comme par exemple l'endoscopie. Un tel dispositif pourrait se muer en outil de formation continue.

## CONCLUSION

La fabrication additive est un procédé innovant qui offre au secteur médical un tout nouvel outil. Son utilisation peut se découper en quatre grandes applications : la planification chirurgicale, la conception de guides et d'outils chirurgicaux peropératoires, la fabrication d'implants et de prothèses personnalisés et l'éducation. Dès lors elle devient un outil de diagnostic, de traitement et de formation médicale.

De nombreux rapports de cas soulignent les avantages qu'elle offre d'une part pour le chirurgien, le patient et les propriétaires, et d'autre part pour les étudiants. Elle accentue l'unicité de chaque intervention médicale et chirurgicale et permet le développement d'une médecine personnalisée.

Ces caractéristiques peuvent être particulièrement intéressantes pour la médecine vétérinaire des animaux exotiques qui souffre d'un manque d'outils médicaux adaptés à la grande variété d'espèces auxquelles elle se confronte. C'est une nouvelle alternative médicale qui s'ouvre pour les vétérinaires actuellement parfois limités face à la multitude des cas et la variation des espèces traitées. Cependant, la question de la réglementation qui régit la conception et la pose d'implants *in vivo* se pose.

Par ailleurs, le coût, le temps de fabrication, l'apprentissage de l'utilisation des logiciels de conception assistée par ordinateur et la difficulté d'acquisition des images dans certaines situations freinent son démarrage. Toutefois, l'impression 3D est une technologie encore récente en médecine vétérinaire et ces limites devraient s'atténuer au cours des prochaines années.

Bien que son utilisation soit encore limitée en médecine vétérinaire, son application comme traitement complémentaire et alternatif dans certaines situations médicales semble prometteur pour l'avenir de la médecine vétérinaire.

**AGREMENT SCIENTIFIQUE**



**En vue de l'obtention du permis d'imprimer de la thèse de doctorat vétérinaire**

Je soussigné, **Guillaume LE LOC'H**, Enseignant-chercheur, de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse, directeur de thèse, certifie avoir examiné la thèse de **Emmanuelle BLAUD** intitulée « **Utilisation de l'impression 3D en médecine vétérinaire et applications possibles chez les animaux exotiques** » et que cette dernière peut être imprimée en vue de sa soutenance.

Fait à Toulouse, le 21 novembre 2018  
Docteur **Guillaume LE LOC'H**  
Maître de Conférences  
de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse



Vu :  
La Directrice de l'Ecole Nationale  
Vétérinaire de Toulouse  
**Isabelle CHMITELIN**


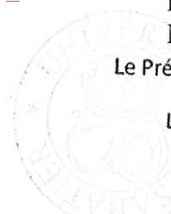
  


Vu :  
Le Président du jury :  
Professeur **Gérard CAMPISTRON**



Vu et autorisation de l'impression :  
Président de l'Université  
**Paul Sabatier**  
**Monsieur Jean-Pierre VINEL**

Le Président de l'Université Paul Sabatier  
par délégation,  
La Vice-Présidente de la CFVU

  
  
**Régine ANDRE-OBRECHT**

Mlle **Emmanuelle BLAUD**  
a été admis(e) sur concours en : 2013  
a obtenu son diplôme d'études fondamentales vétérinaires le : 04/07/2017  
a validé son année d'approfondissement le : 06/09/2018  
n'a plus aucun stage, ni enseignement optionnel à valider.

## **ANNEXES**



**Annexe 1: Avantages et inconvénients des procédés d'impression (non biologiques), et matériaux disponibles.**

	État de la matière	Procédé d'impression	Avantages	Inconvénients	Résolution	Matériaux
PHOTO POLYMERISATION	RESINE LIQUIDE	<b>Stérolithographie (SLA)</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Très bonne précision (Gurr, Mülhaupt, 2016)</li> <li>• Bonne finition de surface</li> <li>• Large gamme de matériaux</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Vieillessement</li> <li>• Fragilité des matériaux</li> <li>• Nécessité d'une structure de support (Gurr, Mülhaupt, 2016)</li> <li>• Post-traitement</li> </ul>	10µm (Xin Wang et al., 2017)	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Polymères photosensibles de plastique (Résines d'acrylique, Résine d'époxy ...)</li> <li>• Céramiques (Zircone, Silice, Aluminium) (Guo, Leu, 2013)</li> <li>• Biomatériaux (Hydroxyapatite, Acide hyaluronique, Polysaccharides)</li> </ul>
		<b>Polyjet™</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Précision spatiale jusqu'à 16µm</li> <li>• Bonne finition de surface</li> <li>• Géométries complexes possibles</li> </ul> <p>(Gurr, Mülhaupt, 2016)</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Structure de support nécessaire</li> <li>• Distorsion des structures délicates</li> <li>• Risque de colmatage des buses</li> <li>• Pas de post-traitement</li> </ul> <p>(Gurr, Mülhaupt, 2016)</p>	5 - 200µm (Xin Wang et al., 2017)  16µm (Gurr, Mülhaupt, 2016)	Plastique  (Gurr, Mülhaupt, 2016)
		<b>Multi-Jet Modelling</b>	Idem SLA et Impression d'un modèle en plusieurs matériaux (Jae-Won Choi et al., 2010)			Plastique, Cire (Jae-Won Choi et al., 2010)

	État de la matière	Procédé d'impression	Avantages	Inconvénients	Résolution	Matériaux
PHOTO POLYMERISATION	RESINE LIQUIDE	2PP	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Très bonne précision</li> <li>• Objets à échelle nanoscopique</li> <li>• Aucune attache de support</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Coût élevé</li> <li>• Vitesse d'impression lente</li> <li>• Volume de traitement petit</li> </ul>	100nm (Paz et al., 2012)	Polymères photosensibles
LIAGE DE POUDRE (POWDER BED FUSION)	POUDRE	SLS (Selective Laser Sintering)	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Large gamme de matériaux</li> <li>• Aucune structure de soutien nécessaire</li> <li>• Possibilité de création de pièces articulées</li> <li>• Bonne précision</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Mauvaise finition de surface (Xin Wang et al., 2017)</li> <li>• Warping</li> </ul>	80-250µm (Xin Wang et al., 2017)	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Plastiques : PC, PVC, ABS, Nylon, résine, polyester (Gibson Ian, Shi Dongping, 1997)</li> <li>• Métaux : Alliage de titane, Acier inoxydable 316L, NiTi</li> <li>• Céramiques (Aluminium, silice, zircon, ZrB2, bioverre, biocéramique, graphite, divers sables)</li> <li>• Cire (Gibson Ian, Shi Dongping, 1997)</li> <li>• Composites (métal-métal, métal-céramique, céramique-céramique, polymère-matrice) (Guo, Leu, 2013)</li> <li>• HA/PCL, PVA/CaSiO3 (Xin Wang et al., 2017)</li> </ul>

	État de la matière	Procédé d'impression	Avantages	Inconvénients	Résolution	Matériaux
Powder Bed Fusion	POUDRE	SLM (Selective Laser Melting)	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Idem SLS</li> <li>• Utilisation plus complexe (Guo, Leu, 2013)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Idem SLS</li> <li>• Déformations de pièces (Guo, Leu, 2013)</li> </ul>		<ul style="list-style-type: none"> <li>• Métaux : Alliage de titane, Alliage de cobalt-chrome, Acier inoxydable, Nickel, Métaux précieux, Tantale, Niobium (Gokuldoss et al., 2017)</li> <li>• Composites (métal-métal, métal-céramique, céramique-céramique, polymère-matrice)(Guo, Leu, 2013)</li> </ul>
Powder Bed Fusion	POUDRE	3DP (Three Dimensional Printing)	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Prix d'achat peu coûteux (Mathilde Berchon, 2014)</li> <li>• Vitesse d'impression rapide (Liravi, Vlasea, 2018)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Manque de précision (Mathilde Berchon, 2014)</li> <li>• Post-traitement (Liravi, Vlasea, 2018)</li> <li>• Mauvaise finition de surface : Texture rugueuse des pièces</li> </ul>	500µm (Xin Wang et al., 2017)	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Plastiques (Emanuel M.Sachs et al., 1993)</li> <li>• Céramique : Zircone, silice, aluminium, biocéramiques (Guo, Leu, 2013)</li> <li>• Titane</li> <li>• Composites (Polymère-matrice, métal-céramique, céramique-céramique (Guo, Leu, 2013)</li> </ul>
		EBM (Electron Beam Melting)	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Impression de modèles complexes (Sing et al., 2016)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Impression plutôt lente et chère (Gokuldoss et al., 2017)</li> </ul>		<ul style="list-style-type: none"> <li>• Métaux : Titane, Cobalt-Chrome Aluminium, Acier inoxydable (Bose, Ke, et al., 2018 ; Gokuldoss et al., 2017)</li> </ul>



	État de la matière	Procédé d'impression	Avantages	Inconvénients	Résolution	Matériaux
Dépôt de filament fondu	SOLIDE	FDM ou FFF	<ul style="list-style-type: none"> <li>Dépôt simultané de différents matériaux possible (Xin Wang et al., 2017)</li> <li>Vitesse d'impression élevée (Xin Wang et al., 2017)</li> <li>Faible coût (Xin Wang et al., 2017)</li> <li>Facilité d'utilisation (Gurr, Mülhaupt, 2016)</li> <li>Procédé utilisant la plus large gamme de matériaux (Gurr, Mülhaupt, 2016)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Nécessité d'une structure de soutien (Gurr, Mülhaupt, 2016)</li> <li>Finition/résolution parfois médiocre</li> <li>Risques de distorsion de la pièce (Gurr, Mülhaupt, 2016)</li> </ul>	50-200µm  100µm (Gurr, Mülhaupt, 2016)	<ul style="list-style-type: none"> <li>Plastiques thermosensibles (ABS, PC-ABS, ASA, Nylon 12)</li> <li>Céramique (Aluminium, bio-céramique, zircone, Si3N4)</li> <li>Composites (polymère-métal, polymère-céramique) (Guo, Leu, 2013)</li> <li>Biomatériaux (PLA, PC, PVA, PCL, HA/PLA, HA/PEG/PLA, HA/TCP/PLGA, HA/PCL...) (Xin Wang et al., 2017)</li> </ul>
Laminage	PAPIER	LOM, UAM	<ul style="list-style-type: none"> <li>Rapide et économique</li> <li>Grandes pièces</li> <li>Aucun matériau de support nécessaire (Gurr, Mülhaupt, 2016)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Mauvais état de surface</li> <li>Difficulté avec les structures internes</li> <li>Faible précision dimensionnelle</li> <li>Faible résistance mécanique (Gurr, Mülhaupt, 2016)</li> </ul>		<ul style="list-style-type: none"> <li>Papier</li> <li>Métal</li> <li>Plastique (Gurr, Mülhaupt, 2016)</li> </ul>

## Annexe 2: Avantages et inconvénients des procédés de bio-impression

PROCÉDÉ D'IMPRESSION			AVANTAGES		INCONVÉNIENTS
BIO-IMPRESSION	JET D' ENCRE	THERMIQUE	<ul style="list-style-type: none"> <li>Faible coût(Murphy, Atala, 2014)</li> <li>Bonne résolution</li> <li>Vitesse élevée(Murphy, Atala, 2014)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Vitesse d'impression élevée (Murphy, Atala, 2014)</li> <li>Faible coût (Murphy, Atala, 2014)</li> <li>Grande disponibilité (Murphy, Atala, 2014)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Exposition des cellules à des contraintes thermiques et mécaniques</li> <li>Faible direction des gouttelettes</li> <li>Taille non uniforme des gouttelettes</li> <li>Colmatage fréquent</li> </ul> (Murphy, Atala, 2014)
		PIÉZOÉLECTRIQUE	<ul style="list-style-type: none"> <li>Compatibilité avec de nombreux matériaux</li> <li>Facilité de disponibilité</li> <li>Possibilité d'introduire des gradients de concentration cellulaire</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Éjection uniforme</li> <li>Diminution des contraintes imposées aux cellules</li> <li>Diminution des risques de colmatage de la buse (Murphy, Atala, 2014)</li> </ul>	
	ASSISTÉE PAR LASER		<ul style="list-style-type: none"> <li>Haute résolution (Murphy, Atala, 2014)</li> <li>Excellente viabilité cellulaire (&gt;95%)</li> </ul>		<ul style="list-style-type: none"> <li>Nécessité d'une cinétique de gélification rapide</li> <li>Temps de préparation long</li> </ul>
	MICRO-EXTRUSION		<ul style="list-style-type: none"> <li>Dépôt de densité cellulaire élevé possible (10-50µm /s) (Murphy, Atala, 2014)</li> <li>Simplicité utilisation</li> </ul>		<ul style="list-style-type: none"> <li>Faible taux de survie cellulaire (40-86%) (Murphy, Atala, 2014)</li> <li>Faible résolution</li> </ul>

**Annexe 3: Modèles 3D utilisés pour la planification médicale en médecine. *Liste non exhaustive***

Secteur médical	Espèce modèle	Taille échantillon	Année	Modèle(s) imprimé(s)	Logiciels de segmentation d'images médicales et CAO	Procédé(s) d'impression/imprimante(s)	Matériau(x)	Référence
Neurochirurgie	Homme	16	2010	Cas de scolioses sévères. <u>Pièce imprimée</u> : Colonne vertébrale	Mimics® 6.3	SLS	Polystyrène	(Mao et al., 2010)
	Homme	Groupe A : 50 modèles Groupe B : 76, 0 modèles	2015	Colonne vertébrale lors AIS ( <i>Adolescent Idiopathic Scoliosis</i> ) <u>Pièce imprimée</u> : Colonne vertébrale	--	SLS	Polystyrène	(Yang et al., 2015)
	Homme	2	2013	Résection de tumeurs cérébrales : 2 cas <u>Pièces imprimées</u> : Cerveau, cervelet, région cérébrale précise.	FSL® ; MeVisLab®	Z510 Spectrum (3DP™)	Polymère acrylique	(Spottiswoode et al., 2013)
	Homme	1	2015	Planification anévrismes cérébraux <u>Pièces imprimées</u> : Anévrisme artère cérébrale	Amira®	ZPrinter 450 (3DP™) ; OPT printer	Acrylonitrile Butadiene Styrene (ABS)	(Mashiko et al., 2015)

Secteur médical	Espèce modèle	Taille échantillon	Année	Modèle(s) imprimé(s)	Logiciels de segmentation d'images médicales et CAO	Procédé(s) d'impression/impri mante(s)	Matériau(x)	Référence
Neurochirurgie	Homme	8	2009	<u>Pièces imprimées</u> : Anévrisme cérébral	Mimics® ; Magics®	SLA	FullCure® 930 Tango Plus	(Kimura et al., 2009)
Chirurgie tissus mous	Homme	1	2013	Planification d'une transplantation hépatique  <u>Pièce imprimée</u> : Foie	--	Imprimante Connex 350	<ul style="list-style-type: none"> <li>• TangoPlus/VeroClear Plus : parenchyme hépatique</li> <li>• TangoBlackPlus/Vero Blue: structures veineuses hépatiques</li> <li>• TangoPlus/veroClear : vaisseaux externes</li> </ul>	(Zein et al., 2013)
Orthopédie	Homme	50	2017	50 cas de planification chirurgicale orthopédique  <u>50 pièces imprimées</u> : Acétabulum, humérus, coude, col du fémur, pied, cheville...	Osirix® ; 3D Slicer®  Meshlab® ; Blender® ; Meshmixer®	FDM	Acrylonitrile Butadiene Styrene (ABS)	(Bagaria, Chaudhary, 2017)

Secteur médical	Espèce modèle	Taille échantillon	Année	Modèle(s) imprimé(s)	Logiciels de segmentation d'images médicales et CAO	Procédé(s) d'impression/imprimante(s)	Matériau(x)	Référence
Orthopédie	Homme	1	2012	Avant-bras – Mauvaise consolidation osseuse	Osirix® ; MeshLab®	SLS	Nylon blanc (PA 2200)	(Frame, Huntley, 2012)
	Homme	20	2007	Planification et classification des fractures acétabulaires <u>Pièce imprimée</u> : Hanche	Mimics®, Magics®	SLS	Nylon	(Hurson et al., 2007)
	Chien	4 chiens, 5 membres	2016	Déformation angulaire distale du fémur <u>Pièce imprimée</u> : Fémur	--	SLA	Résine d'époxy	(DeTora, Boudrieau, 2016)
	Chien	1	2017	Planification d'ostéotomie, déformation angulaire et torsion externe du membre antérieur <u>Pièce imprimée</u> : Radius	-	SLA	--	(Kim et al., 2017)
	Chien	1	2010	Planification d'ostéotomie <u>Pièce imprimée</u> : Radius - ulna	CopyCAD Pro	FDM	Modèle 1 : ABS Modèle 2 : polyméthacrylate	(Crosse, Worth, 2010)
	Chien	1 chien, 3 modèles	2008	Planification d'ostéotomie <u>Pièce imprimée</u> : Radius-ulna	-	SLA	Résine d'époxy	(Dismukes et al., 2008)

Secteur médical	Espèce modèle	Taille échantillon	Année	Modèle(s) imprimé(s)	Logiciels de segmentation d'images médicales et CAO	Procédé(s) d'impression/imprimante(s)	Matériau(x)	Référence
Orthopédie	Chien	1	2003	Planification + répétitions préopératoires : déformations osseuses bilatérales complexes des membres pelviens chez un Berger Allemand de 1 an.  <u>Pièces imprimées</u> : Bassin + membres pelviens	Mimics®	SLA (SLA-190)	Silicone et polyuréthane	(Harrysson et al., 2003)
Maxillo-faciale, stomatologie et ophtalmologie	Chiens /Chats	32	2017	Étude rétrospective : planification préopératoire dans le cadre de chirurgies buccales et maxillo-faciales (28 chiens, 4 chats)  <u>Pièces imprimées</u> : Crânes	InVesalius® ; Netfabb ; Objet Studio	Polyjet™	--	(Winer et al., 2017)
	Homme	20	2012	Planification, répétitions préopératoires : ostéotomie mandibulaire + adaptation de la plaque  <u>Pièces imprimées</u> : Mandibules	Mimics®	FDM	Plastique	(Lethaus et al., 2012)

Secteur médical	Espèce modèle	Taille échantillon	Année	Modèle(s) imprimé(s)	Logiciels de segmentation d'images médicales et CAO	Procédé(s) d'impression/imprimante(s)	Matériau(x)	Référence
Maxillo-faciale, stomatologie et ophtalmologie	Homme	3	2009	<u>Pièces imprimées</u> : Crânes, mandibules	Magics®	PolyJet™	Plastique	(Cohen et al., 2009)
	Homme	5	2013	Détermination de la précision de trois différents procédés de fabrication additive pour l'impression de crâne en 3D  <u>Pièces imprimées</u> : Crânes	Osirix®	PolyJet™ ; SLS ; 3DP™	Plastique : • VeroWhite FullCure 830 (PolyJet™) • SLS 2200 (SLS) • ZP 150 (3DP™)	(Salmi et al., 2013)
	Chien	3	2017	Retrait de masses orbitale et péri-orbitale chez trois chiens  <u>Pièces imprimées</u> : Crâne, orbite, masse.	-	SLS ( <i>Formiga P100</i> ) : pour les structures osseuses  PolyJet™ ( <i>Eden 350</i> ) : pour tissus mous	• Résine de polyamide : pour structures osseuses  • Caoutchouc ( <i>TangoBlack</i> ) : pour tissus mous	(Dorbandt et al., 2017)
Ophtalmologie	Homme	3	2014	Adaptation préopératoire d'une plaque orbitale de titane pour une reconstruction du plancher. <u>Pièce imprimée</u> : Orbite	Osirix®	--	--	(Lim et al., 2014)
Cardio vasculaire	Chien	1	2017	Persistance du canal artériel  <u>Pièce imprimée</u> : Cœur	-	-	Acrylonitrile butadiène styrène (ABS)	(Dundie et al., 2017)

Cardiovasculaire	Espèce modèle	Taille échantillon	Année	Modèle(s) imprimé(s)	Logiciels de segmentation d'images médicales et CAO	Procédé(s) d'impression/impri mante(s)	Matériau(x)	Référence
	Homme	2	2008	Transplantation cardiaque pédiatrique <u>Pièce imprimée</u> : Cœur	MeVisLab®	Jet d'encre	--	(Sodian et al., 2008)
	Homme	1	2015	Planification anévrisme splénique <u>Pièces imprimées</u> : Un modèle creux de l'artère splénique (1), et un modèle solide de la lumière de l'artère splénique (2)	Osirix® ; Blender®	1. SLA 2. Frittage laser	1. Résine transparente 2. Nylon	(Itagaki, 2015)
	Homme	1	2013	Planification du traitement endovasculaire de l'anévrisme <u>Pièce imprimée</u> : Anévrisme aortique	Osirix®	FDM (Orcabot, Mendel-Parts)	PLA	(Tam et al., 2013)



**Annexe 4: Liste des modèles 3D de guides chirurgicaux en médecine. *Liste non exhaustive***

Secteur médical	Espèce	Taille de l'échantillon	Année	Pièce imprimée	Logiciel(s) de traitement d'images médicales et CAO	Procédé/ Imprimante	Matériau(x)	Références
Maxillo-faciale et stomatologie	Homme	1	2011	<b>Guide</b> chirurgical permettant le <b>positionnement</b> de fragments osseux après ostéotomie zygomatique	Logiciel de <i>Materialise</i>	SLS	Polyamide	(Herlin et al., 2011)
	Homme	1	2010	Retrait d'un corps étranger à la base du crâne via un guide chirurgicale	Mimics® ; Magics®	SLA (SLA3500)	Acrylique	(Wei et al., 2010)
Orthopédie - Neurochirurgie	Homme	40 genoux	2012	Arthroplastie totale du genou : <b>guide d'alignement</b>	Logiciel de <i>Materialise</i>	-	Nylon (polyamide)	(Boonen et al., 2012)
	Homme	1	2011	<b>Guides d'ostéotomie et de forage</b> du radius distal dans un contexte de mauvaise consolidation osseuse	Visualization Toolkit® ; Magics®	Polyjet™ (EDEN250™ 3D printing System)	Plastique photopolymère	(Miyake et al., 2011)
	Homme	2	2012	<b>Guides d'ostéotomie</b> avec trous de <b>forage</b> : avant-bras	Bone Viewer, et Bone Simulator ; Magics®	SLA, et Polyjet™	Medical grade resin	(Oka et al., 2012)
	Homme	22	2008	<b>Guide d'ostéotomie</b> sur mesure lors de déformation de l'avant-bras (cubitus varus)	Visualization Toolkit; Magics®	Polyjet™ (EDEN250™ 3D printing System)	Medical grade resin	(Murase et al., 2008)

Secteur médical	Espèce	Taille de l'échantillon	Année	Pièce imprimée	Logiciel(s) de traitement d'images médicales et CAO	Procédé/ Imprimante	Matériau(x)	Références
Orthopédie - Neurochirurgie	Chien	1	2010	<b>Guide d'ostéotomie</b> lors de déformation complexe du radius <u>Pièce imprimée</u> : Radius	ScanIP® ; CopyCAD Pro®	FDM	Un modèle en ABS et un modèle en poly-methacrylate	(Crosse, Worth, 2010)
	Chien	3	2018	<b>Guides de forages</b> personnalisés pour la mise en place de vis transpédiculaires au niveau des vertèbres cervicales	Osirix® ; Netfabb Professional®	SLA	Résine photopolymère de methacrylate (Form 2, Dental SG)	(Hamilton-Bennett et al., 2018)
	Chien	1	2016	<b>Guide de forage</b> pour la stabilisation d'une fracture vertébrale cervicale	-	FDM	-	(Oxley, Behr, 2016)
	Homme	9 patients 17 vis	2009	<b>Guide de forage</b> pour le placement de vis laminaires C2	Mimics®; logiciel UG Reverseware	SLA	Résine d'acrylate	(Lu et al., 2009)
	Homme	20 patients 80 vis	2015	<b>Guide de localisation</b> et de forage de vis pédiculaires	Ziostation; Freeform®	Polyjet		(Kaneyama et al., 2015)
	Chat	1		<b>Guide d'orientation</b> des broches et guide de réduction dans le cadre d'une fracture humérale chez un chat.	Osirix® ; Netfabb Professional®	SLA (Form 2, FormLab)	Résine photopolymère methacrylate blanche et Dental SG	(Oxley, 2018)

Secteur médical	Espèce	Taille de l'échantillon	Année	Pièce imprimée	Logiciel(s) de traitement d'images médicales et CAO	Procédé/Imprimante	Matériau(x)	Références
Orthopédie	Chien	1	2017	<b>Guide d'ostéotomie et de réduction</b> spécifique au patient en 3D, dans le cadre d'arthrodèse bilatérale de l'épaule chez un chien : Rapport de cas	Osirix® ; Netfabb Professional®	SLA (Form 2, FormLab)	Photopolymère de méthacrylate blanc	(Oxley, 2017)
	Chien	10	2018	<b>Guide d'ostéotomie et de réduction</b> Étude prospective	Osirix® ; Netfabb Professional®	SLA (Form 2, FormLab)	Photopolymère de méthacrylate	(Hall et al., 2018)

**Annexe 5: Modèles 3D utilisés pour la conception d'implants et de prothèses. Liste non exhaustive.**

Secteur médical	Espèce modèle	Taille échantillon	Année	Implant/prothèse imprimé(s)	Logiciel(s) de traitement d'images médicales et CAO	Procédé(s) d'impression/Imprimante(s)	Matériau(x)	Référence
Arbre respiratoire	Homme	1	2013	<u>Implant</u> : Implant bio-résorbable pour voies respiratoires	-	SLS	Polycaprolactone	(Zopf et al., 2013)
Cardiothoracique	Homme	2	2018	Impression de la poitrine de deux patients, + prothèse corps sternal, côtes	Mimics®; Point-Data-Processing; Digisurf; ANSYS	<ul style="list-style-type: none"> <li>SLA : Modèle de la prothèse</li> <li>ZPrinter® 310 Plus (Jetting)</li> </ul>	Alliage de titane (Ti6Al4V)	(Wen et al., 2018)
Ophtalmologie	Homme	1	2012	<u>Pièce de planification</u> : Structure osseuse du visage, zone orbitaire  <u>Implant</u> : Alliage de titane pour plancher orbite	Osirix®	SLS ; DMLS (Frittage laser direct de métal)	Polyamide fin 2200 ; Acier inoxydable - titane Ti64 ELI	(Salmi et al., 2012)
	Homme	28	2018	<u>Planification</u> : Modélisation du crâne du patient + évaluation de l'implant pour plancher orbital.	Mimics® ; AMK	Projet 660 Pro (Jetting)	Alliage de titane poreux recouvert de polyéthylène : Implant titane Medpor	(Kim et al., 2018)

Secteur médical	Espèce modèle	Taille échantill	Année	Implant/prothèse imprimé(s)	Logiciel(s) de traitement d'images médicales et CAO	Procédé(s) d'impression/Imprimante(s)	Matériau(x)	Référence
ORL - Maxillo-faciale - Stomatologie	Homme	2	2008	Implants en titane pour reconstruction maxillo-faciale	Mimics® ; Geomagic Studio®	SLA pour les modèles de planification	Titane	(Singare et al., 2008)
	Homme	1	2009	Conception d'un moule sur mesure pour la création d'un implant en titane pour une reconstruction mandibulaire + modèle de planification de la mandibule	Mimics®	SLA	--	(Singare et al., 2009)
	Homme	3	2010	Implants en polyméthylméthacrylate (PMMA) pour la reconstruction de défauts osseux crâniens.	Amira® ; Solid-Works	Spectrum Z <sup>TM</sup> 510 printer (3DP <sup>TM</sup> )	Poly-méthylméthacrylate (PMMA)	(Gerber et al., 2010)
	Homme	6	2013	Implant en titane pour reconstruction zygomatique-orbitale et impression du crâne pour planification préopératoire	3DMSR	Modèle crâne : planification SLS	Poudre de polystyrène (Modèle crâne planification)	(Li et al., 2013)
	Homme	--	2014	Prototypes de prothèses maxillo-faciale de tissus mous : nez et oreille	Système facial de photogrammétrie 3DMD ; 3-matic® ; Freeform®, MATLAB®	Z Corp Z510 (3DP <sup>TM</sup> )	Poudre d'amidon	(Xiao et al., 2014)

Secteur médical	Espèce modèle	Taille échantillon	Année	Implant/prothèse imprimé(s)	Logiciel(s) de traitement d'images médicales et CAO	Procédé(s) d'impression/ Imprimante(s)	Matériau(x)	Référence
ORL - Maxillo-faciale - Stomatologie	Chien	1	2012	Fente palatine : impression d'un modèle du crâne pour la planification Et conception d'un implant adapté	--	<u>Modèle de crâne</u> : SLA  <u>Implant</u> : non renseigné	<u>Modèle 3D du crâne</u> : Résine Epoxy  <u>Implant</u> : alliage de titane	(Kuipers von Lande et al., 2012)
	Homme	1	2014	Modèle pré-opératoire d'entraînement et implant d'os crânien en titane après cranioplastie	--	<u>Modèle d'entraînement pré-opératoire</u> : 3D Z printer 510  <u>Implant</u> : DMLS	<u>Modèle préopératoire</u> : ZP 130 (Gypse en poudre) ZP58 (liant) ZBond (résine)  <u>Implant</u> : EOS Titanium Ti64 Eli (Ti6Al4V)	(Jardini et al., 2014)
	Homme	3	2015	Reconstruction os crânien	Mimics®	EBM	Titane	(Cho et al., 2015)
	Chien	1	2018	Reconstruction os crânien	--	---	Titane	www.scienceposit.fr

**Annexe 6: Utilisation de l'impression 3D dans l'éducation et la formation médicale.**

Secteur médical	Espèce modèle	Taille échantillon	Année	Modèle imprimé	Logiciel de traitement d'images médicales et CAO	Procédé d'impression/ Imprimante	Matériau(x)	Coût	Références
Arbre respiratoire	Homme	2	2014	Réseau bronchique pulmonaire	Tera-Recon Aquarius Intuition	Polyjet™	-	250\$/modèle	(Bustamante et al., 2014)
	Homme	2	2017	Simulateur bronchoscopie : Trachée et bronches	DeVIDE; Blender®	<u>Modèle 1</u> : SLS <u>Modèle 2</u> : Polyjet	<u>Modèle 1</u> : Polyamide dur (PA 2200) <u>Modèle 2</u> : photopolymère TangoPlus (flexible)	<u>Modèle 1</u> : 80 € <u>Modèle 2</u> : 1216€	(Osswald et al., 2017)
	Homme	1	2017	Endoscopie par voie Trans nasale	Mimics® ; Geomagic 3D®	Multijet	Matériaux : transparent, pliable et multi-color. <i>Nature non renseignée.</i>	50 \$ (sinus paranasal), 50 \$ (cavité nasale) et 600\$ (base hémicrânienne)	(Zheng et al., 2018)
Neuroanatomie	Homme	--	2018	Réseaux veineux durs.	--	(Pharaoh XD) FDM	Plastique	--	(Govsa et al., 2018)

Secteur médical	Espèce modèle	Taille échantillon	Année	Modèle imprimé	Logiciel de traitement d'images médicales et CAO	Procédé d'impression/ Imprimante	Matériau(x)	Coût	Références
Neuroanatomie	Homme	3	2017	Crânes	InVesalius®	SLS	Polyamide (PA 2200)	100\$	(Ghizoni et al., 2018)
	Homme	4 modèles + 42 stagiaires	2018	4 méningiomes	-	-	-	700\$	(Lin et al., 2018)
	Chien	108 modèles + 198 Etudiants	2017	Cerveau canin : un cerveau entier, un modèle en coupe médiane, tronc cérébral	Mimics® ; Materialise 3-Matic	Polyjet™ (Objet Connex350)	Acrylique: Vero white, Tango Black	209\$ trois modèles 375\$ avec main d'œuvre (estimation)	(Schoenfeld-Tacher et al., 2017)
Ophtalmologie	Homme	3	2015	Orbites : vue latérale, médiale, dorsale	3D Coat; Geomagic®	ProJet 4500 (Jetting) ; Z 650	Plastique (poudre)	--	(Adams et al., 2015)
Organes abdomen-thorax	Homme	5 modèles + 29 étudiants	2014	Modèles cardiaques pour chaque anomalie du septum ventriculaire	Mimics® ; Materialise 3-Matic	Polyjet™ (Objet500 Connex)	Plastique, caoutchouc	--	(Costello et al., 2014)



Secteur médical	Espèce modèle	Taille échantillon	Année	Modèle imprimé	Logiciel de traitement d'images médicales et CAO	Procédé d'impression/ Imprimante	Matériau(x)	Coût	Références
Organes abdominaux et thoraciques	Homme	1 modèle + 27 évaluateurs	2014	Simulateur de pyéloplastie pédiatrique (Reins, uretère, pelvis rénal)	--	3D Spectrum Z510	Moules imprimés en 3D : non renseigné Matériau coulé dans le moule : Caoutchouc, Silicone	100\$	(Cheung et al., 2014)
	Homme	1 modèle de chaque	2016	Foie, rate, prostate, poumons, artères coronaires, polygone de Willis.	Osirix® ; 3D-Slicer® ; Autodesk 3D	--	Polyamide (Nylon)	40-100\$	(Javan et al., 2016)
	Homme	10 modèles	2018	Valves mitrales	QLAB® ; 3D-Slicer® ; SpaceClaim	FDM (Ultimaker 2)	PLA, Silicone	--	(Ginty et al., 2018)
ORL - Maxillo-faciale - Stomatologie	Homme	67 étudiants	2018	Crâne avec fente labiale et palatine	MeshLab® ; ZBrush; Netfabb®	SLA	White SDS	32\$ par modèle	(AlAli et al., 2018)
	Homme	1	2004	Os temporal : formation à la chirurgie de l'oreille moyenne	--	SLS	Polyamide nylon + billes de verre	--	(Suzuki et al., 2004)

Secteur médical	Espèce modèle	Taille échantillon	Année	Modèle imprimé	Logiciel de traitement d'images médicales et CAO	Procédé d'impression/ Imprimante	Matériau(x)	Coût	Références
ORL - Maxillo-faciale - Stomatologie	Chien	1 modèle + 20 étudiants	2017	Conduit auditif	3D Slicer® ; Autodesk Meshmixer®	FDM (Makerbot Replicator)	Plastique (NinjaFlex)	--	(Nibblett et al., 2017)
Orthopédie	Bovins	203 Étudiants	2018	Squelette de bovin : fémur, C6, côtes	Geomagic Studio®; Netfabb® Basic; Creatware	FDM (CreatBot DG03)	PLA (Filament d'acide polylactique)	Fémur : 3,50 USD	(Li et al., 2018)
	Cheval	64 Étudiants	2013	Pied de cheval segmenté : os, tendons, capsule du sabot, cartilages du sabot, coussin, ligaments.	Mimics®	-	Plastiques	Coût total= 1420 £ (145£ impressions + 25 £ les aimants + 250 £ l'IRM)	(Preece et al., 2013)
	Homme	2 modèles : 22 + 19 étudiants	2015	Membre Pelvien (os, tendons, muscles) + réseau vasculaire	MeshLab®; Tinkercad ; Z EditTM Pro ; Mimics®	Binder Jeting (BJ) ; Ultimaker Original 3D	ZP 151(Sulfate de calcium), silicone pour les muscles, et PLA	--	(O'Reilly et al., 2016)

**Annexe 7: Applications chez les animaux exotiques**

	ESPÈCE	MODÈLE 3D	MATÉRIAU(X)	PROCÉDÉ(S) D'IMPRESSION	RÉFÉRENCE
OISEAUX	Grue du Japon ( <i>Grus japonensis</i> )	Prothèse de bec	Moule en plastique (PLA)  Prothèse en alliage de titane (Ti6Al4V)	FDM, SLM	(Song et al., 2017)
	Toucan ( <i>Ramphastos dicolorus</i> )		-	-	<a href="http://www.primante3d.com">http://www.primante3d.com</a>
	Pygargue à tête blanche ( <i>Heliaeetus leucocephalus</i> )		-	-	<a href="https://www.sciencesetavenir.fr">https://www.sciencesetavenir.fr</a>
	Ara Bleu ( <i>Ara ararauna</i> )		Titane	SLM	(Nickels, 2018)
	Cacaotès microglosse ( <i>Probosciger aterrimus</i> )		Plastique	SLA	Docteur Baptiste Mulot (ZooParc de Beauval, France)
	Amazone à lores rouges ( <i>Amazona autumnalis</i> )	Prothèse de jambe	PLA	FDM	(Galicia et al., 2018)

	ESPÈCE	MODÈLE 3D	MATÉRIAU(X)	PROCÉDÉ(S) D'IMPRESSION	RÉFÉRENCE
CHÉLONIENS	Tortue	Prothèse maxillo- mandibulaire	-	-	(Nickels, 2018)
	Tortue terrestre	Carapace	-	-	Cas transmis par le Docteur vétérinaire Franck Rival
	Couanne ( <i>Caretta caretta</i> )	Prothèse de nageoire	PLA	--	(Xiaoqian et al., 2013)
	Tortue de Kemp ( <i>Lepidochelys kempii</i> )		Moules en PLA	FDM	(Vivian Liang et al., 2016) (Frederick Burgwardt et al., 2017)
MAMMIFÈRES	Springbok ( <i>Antidorcas marsupialis</i> )	Prothèse de membre postérieur	Résine plastique	SLA	Docteur Baptiste Mulot (ZooParc de Beauval, France)

## Annexe 8: Notions élémentaires d'éléments de composition d'une prothèse de membre

Les prothèses chez les animaux exotiques sont encore relativement peu explorées. Cependant, les exemples de prothèses humaines nous permettent de mieux comprendre leur fonctionnement.

### ÉLÉMENTS DE COMPOSITION :



- **Emboîture** (1) : Partie de la prothèse faite sur -mesure à partir d'un moulage du membre. Elle maintient la prothèse sur le moignon. Souvent réalisée par un outil de CAO, sa forme conditionne l'efficacité et le confort d'utilisation du patient.
- **Manchon** (2) : en contact direct avec le moignon. Interface entre l'emboîture et le moignon.
- Un système d'**attache**
- Une **articulation** : facultative selon la localisation
- Une partie intermédiaire de jonction (3)
- Un effecteur terminal (4) : pied fixe/articulé, un pilon, une lame de course ou une main fixe/articulée

### MANCHON

Le manchon correspond à la partie qui épouse le moignon pour permettre de limiter les mouvements de la prothèse et réduire ainsi les plaies de contact entre le membre résiduel et la prothèse. En effet, l'interface moignon-emboîture est soumise à deux contraintes notamment : des mouvements de pression et de friction.

#### Types de manchon

- Manchon avec attache mécanique terminale
- Manchon avec attache mécanique latérale

- Manchon avec gaine de suspension

Matériaux du manchon : Gel de silicone, gel de copolymère, ou uréthane.

Disponibilités : Manchon de série ou manchon confectionné sur mesure.

#### **SYSTÈME D'ATTACHE**

- Manchon + gaine de suspension

- Absence de valve passive : alternance de pression positive et négative dans l'emboîture
- Présence d'une valve de dépressurisation passive : alternance de pression nulle et négative dans l'emboîture
- Présence d'une valve de dépressurisation active (MPR) : pression négative continue dans l'emboîture

- Sangle et harnais

*D'après Cofemer (Collège français des enseignants universitaires de médecine physique et de réadaptation)*



## BIBLIOGRAPHE

ADAMS, Justin W, PAXTON, Lisa, DAWES, Kathryn, BURLAK, Kateryna, QUAYLE, Michelle et MCMENAMIN, Paul G, 2015. 3D printed reproductions of orbital dissections: a novel mode of visualising anatomy for trainees in ophthalmology or optometry. In : *British Journal of Ophthalmology*. septembre 2015. Vol. 99, n° 9, p. 1162-1167. DOI 10.1136/bjophthalmol-2014-306189.

ALALI, Ahmad B., GRIFFIN, Michelle F., CALONGE, Wenceslao M. et BUTLER, Peter E., 2018. Evaluating the Use of Cleft Lip and Palate 3D-Printed Models as a Teaching Aid. In : *Journal of Surgical Education*. janvier 2018. Vol. 75, n° 1, p. 200-208. DOI 10.1016/j.jsurg.2017.07.023.

ANITHA, R., ARUNACHALAM, S. et RADHAKRISHNAN, P., 2001. Critical parameters influencing the quality of prototypes in fused deposition modelling. In : *Journal of Materials Processing Technology*. décembre 2001. Vol. 118, n° 1-3, p. 385-388. DOI 10.1016/S0924-0136(01)00980-3.

ANON., [sans date]. RepRap - RepRapWiki. In : [en ligne]. [Consulté le 23 mai 2018]. Disponible à l'adresse : <http://reprap.org/>.

ASRI, R.I.M., HARUN, W.S.W., SAMYKANO, M., LAH, N.A.C., GHANI, S.A.C., TARLOCHAN, F. et RAZA, M.R., 2017. Corrosion and surface modification on biocompatible metals: A review. In : *Materials Science and Engineering: C*. août 2017. Vol. 77, p. 1261-1274. DOI 10.1016/j.msec.2017.04.102.

BAGARIA, Vaibhav et CHAUDHARY, Kshitij, 2017. A paradigm shift in surgical planning and simulation using 3Dgraphy: Experience of first 50 surgeries done using 3D-printed biomodels. In : *Injury*. novembre 2017. Vol. 48, n° 11, p. 2501-2508. DOI 10.1016/j.injury.2017.08.058.

BAGARIA, Vaibhav, DESHPANDE, Shirish, RASALKAR, Darshana D., KUTHE, Abhay et PAUNIPAGAR, Bhawan K., 2011. Use of rapid prototyping and three-dimensional reconstruction modeling in the management of complex fractures. In : *European Journal of Radiology*. décembre 2011. Vol. 80, n° 3, p. 814-820. DOI 10.1016/j.ejrad.2010.10.007.

BARBAS, A., BONNET, A.-S., LIPINSKI, P., PESCI, R. et DUBOIS, G., 2012. Development



and mechanical characterization of porous titanium bone substitutes. In : *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. mai 2012. Vol. 9, p. 34-44. DOI 10.1016/j.jmbbm.2012.01.008.

BARBER, Samuel R., KOZIN, Elliott D., DEDMON, Matthew, LIN, Brian M., LEE, Kyuwon, SINHA, Sumi, BLACK, Nicole, REMENSCHNEIDER, Aaron K. et LEE, Daniel J., 2016. 3D-printed pediatric endoscopic ear surgery simulator for surgical training. In : *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*. novembre 2016. Vol. 90, p. 113-118. DOI 10.1016/j.ijporl.2016.08.027.

BERTOLINI, Giovanna, 2013. Incidental Intracranial Aneurysm in a Dog Detected by 16-Multidetector Row Computed Tomography Angiography. In : *Case Reports in Veterinary Medicine*. 2013. Vol. 2013, p. 1-4. DOI 10.1155/2013/932746.

BIKAS, H., STAVROPOULOS, P. et CHRYSSOLOURIS, G., 2016. Additive manufacturing methods and modelling approaches: a critical review. In : *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*. mars 2016. Vol. 83, n° 1-4, p. 389-405. DOI 10.1007/s00170-015-7576-2.

BOLAND, Thomas, XU, Tao, DAMON, Brook et CUI, Xiaofeng, 2006. Application of inkjet printing to tissue engineering. In : *Biotechnology Journal*. septembre 2006. Vol. 1, n° 9, p. 910-917. DOI 10.1002/biot.200600081.

BOONEN, Bert, SCHOTANUS, Martijn G M et KORT, Nanne P, 2012. Preliminary experience with the patient-specific templating total knee arthroplasty: 40 cases compared with a matched control group. In : *Acta Orthopaedica*. août 2012. Vol. 83, n° 4, p. 387-393. DOI 10.3109/17453674.2012.711700.

BOSE, Susmita, KE, Dongxu, SAHASRABUDHE, Himanshu et BANDYOPADHYAY, Amit, 2018. Additive manufacturing of biomaterials. In : *Progress in Materials Science*. avril 2018. Vol. 93, p. 45-111. DOI 10.1016/j.pmatsci.2017.08.003.

BOSE, Susmita, ROBERTSON, Samuel Ford et BANDYOPADHYAY, Amit, 2018. Surface modification of biomaterials and biomedical devices using additive manufacturing. In : *Acta Biomaterialia*. janvier 2018. Vol. 66, p. 6-22. DOI 10.1016/j.actbio.2017.11.003.

BOUFFARON, Pierrick, 2014. *Les prémisses d'une nouvelle (r)évolution industrielle ?* S.I.

BUSTAMANTE, Sergio, BOSE, Somnath, BISHOP, Paul, KLATTE, Ryan et NORRIS, Frederick, 2014. Novel Application of Rapid Prototyping for Simulation of Bronchoscopic Anatomy. In : *Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia*. août 2014. Vol. 28, n° 4, p. 1122-1125. DOI 10.1053/j.jvca.2013.08.015.

CANFIELD, Brian, HOLSTUN, Clayton et YEUNG, King-Wah W., 1997. Method and apparatus for reducing the size of drops ejected from a thermal ink jet printhead [en ligne]. US5673069A. 30 septembre 1997. [Consulté le 28 juin 2018]. Disponible à l'adresse : <https://patents.google.com/patent/US5673069A/en>. US08283965

CARLTON, Holly D., HABOUB, Abdel, GALLEGOS, Gilbert F., PARKINSON, Dilworth Y. et MACDOWELL, Alastair A., 2016. Damage evolution and failure mechanisms in additively manufactured stainless steel. In : *Materials Science and Engineering: A*. janvier 2016. Vol. 651, p. 406-414. DOI 10.1016/j.msea.2015.10.073.

CHEE KAI CHUA, KAH FAI LEONG et CHU SING LIM, 2003. *Rapid Prototyping: Principles and Applications, Volume 1*. S.l. : Word Scientific. ISBN 981-238-117-1.

CHEUNG, Carling L., LOOI, Thomas, LENDVAY, Thomas S., DRAKE, James M. et FARHAT, Walid A., 2014. Use of 3-Dimensional Printing Technology and Silicone Modeling in Surgical Simulation: Development and Face Validation in Pediatric Laparoscopic Pyeloplasty. In : *Journal of Surgical Education*. septembre 2014. Vol. 71, n° 5, p. 762-767. DOI 10.1016/j.jsurg.2014.03.001.

CHO, Hyung Rok, ROH, Tae Suk, SHIM, Kyu Won, KIM, Yong Oock, LEW, Dae Hyun et YUN, In Sik, 2015. Skull Reconstruction with Custom Made Three-Dimensional Titanium Implant. In : *Archives of Craniofacial Surgery*. 2015. Vol. 16, n° 1, p. 11. DOI 10.7181/acfs.2015.16.1.11.

CHUA CHEE KAI, LEONG KAH FAI et LIM CHU SING, 2010. *Rapid Prototyping: Principles and Applications. Third Edition*. Word Scientific. S.l. : s.n. ISBN 978-981-277-897-0.

COHEN, Adir, LAVIV, Amir, BERMAN, Phillip, NASHEF, Rizan et ABU-TAIR, Jawad, 2009. Mandibular reconstruction using stereolithographic 3-dimensional printing modeling technology. In : *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. novembre 2009. Vol. 108, n° 5, p. 661-666.

DOI 10.1016/j.tripleo.2009.05.023.

COSTELLO, John P., OLIVIERI, Laura J., KRIEGER, Axel, THABIT, Omar, MARSHALL, M. Blair, YOO, Shi-Joon, KIM, Peter C., JONAS, Richard A. et NATH, Dilip S., 2014. Utilizing Three-Dimensional Printing Technology to Assess the Feasibility of High-Fidelity Synthetic Ventricular Septal Defect Models for Simulation in Medical Education. In : *World Journal for Pediatric and Congenital Heart Surgery*. juillet 2014. Vol. 5, n° 3, p. 421-426. DOI 10.1177/2150135114528721.

CROSSE, K. R. et WORTH, A. J., 2010. Computer-assisted surgical correction of an antebrachial deformity in a dog: In : *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*. 25 août 2010. Vol. 23, n° 5, p. 354-361. DOI 10.3415/VCOT-10-01-0010.

CROSTA, Lorenzo, 2002. Alloplastic and Heteroplastic Bill Prostheses in 2 Ramphastidae Birds. In : *Journal of Avian Medicine and Surgery*. septembre 2002. Vol. 16, n° 3, p. 218-222. DOI 10.1647/1082-6742(2002)016[0218:AAHBPI]2.0.CO;2.

CUI, Xiaofeng, BOLAND, Thomas, D'LIMA, Darryl D. et LOTZ, Martin K., 2012. Thermal inkjet printing in tissue engineering and regenerative medicine. In : *Recent Patents on Drug Delivery & Formulation*. août 2012. Vol. 6, n° 2, p. 149-155.

DAI, Ke-Rong, YAN, Meng-Ning, ZHU, Zhen-An et SUN, Yue-Hua, 2007. Computer-Aided Custom-Made Hemipelvic Prosthesis Used in Extensive Pelvic Lesions. In : *The Journal of Arthroplasty*. octobre 2007. Vol. 22, n° 7, p. 981-986. DOI 10.1016/j.arth.2007.05.002.

DEBROY, T., WEI, H.L., ZUBACK, J.S., MUKHERJEE, T., ELMER, J.W., MILEWSKI, J.O., BEESE, A.M., WILSON-HEID, A., DE, A. et ZHANG, W., 2018. Additive manufacturing of metallic components – Process, structure and properties. In : *Progress in Materials Science*. mars 2018. Vol. 92, p. 112-224. DOI 10.1016/j.pmatsci.2017.10.001.

DETORA, Michael et BOUDRIEAU, Randy, 2016. Complex angular and torsional deformities (distal femoral malunions): Preoperative planning using stereolithography and surgical correction with locking plate fixation in four dogs. In : *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*. septembre 2016. Vol. 29, n° 05, p. 416-425. DOI 10.3415/VCOT-15-08-0145.

DISMUKES, David I., FOX, Derek B., TOMLINSON, James L. et ESSMAN, Stephanie C.,

2008. Use of radiographic measures and three-dimensional computed tomographic imaging in surgical correction of an antebrachial deformity in a dog. In : *Journal of the American Veterinary Medical Association*. janvier 2008. Vol. 232, n° 1, p. 68-73. DOI 10.2460/javma.232.1.68.

DORBANDT, Daniel M., JOSLYN, Stephen K. et HAMOR, Ralph E., 2017. Three-dimensional printing of orbital and peri-orbital masses in three dogs and its potential applications in veterinary ophthalmology. In : *Veterinary Ophthalmology*. janvier 2017. Vol. 20, n° 1, p. 58-64. DOI 10.1111/vop.12352.

DOUGLAS R. MADER et STEPHEN J.DIVERS, 2006. *Reptile medicine and surgery. Second Edition*. Saunders Elsevier. S.l. : s.n. Second Edition. ISBN 978-0-7215-9327-9.

DUNDIE, A., HAYES, G., SCRIVANI, P., CAMPOY, L., FLETCHER, D., ASH, K., OXFORD, E. et MOÏSE, N.S., 2017. Use of 3D printer technology to facilitate surgical correction of a complex vascular anomaly with esophageal entrapment in a dog. In : *Journal of Veterinary Cardiology*. avril 2017. Vol. 19, n° 2, p. 196-204. DOI 10.1016/j.jvc.2016.10.003.

EL-HAJJE, Aouni, KOLOS, Elizabeth C., WANG, Jun Kit, MALEKSAEEDI, Saeed, HE, Zeming, WIRIA, Florencia Edith, CHOONG, Cleo et RUYS, Andrew J., 2014. Physical and mechanical characterisation of 3D-printed porous titanium for biomedical applications. In : *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. novembre 2014. Vol. 25, n° 11, p. 2471-2480. DOI 10.1007/s10856-014-5277-2.

EMANUEL M.SACHS, JOHN S.HAGGERTY, MICHAEL J.CIMA et PAUL A.WILLIAMS, 1993. *THREE-DIMENSIONAL PRINTING TECHNIQUES*. 1993. S.l. : Massachusetts Institute of Technology. US Patent 5,204,055

FAHMY, Mina D., JAZAYERI, Hossein E., RAZAVI, Mehdi, MASRI, Radi et TAYEBI, Lobat, 2016. Three-Dimensional Bioprinting Materials with Potential Application in Preprosthetic Surgery: 3D Printing Materials in Preprosthetic Surgery. In : *Journal of Prosthodontics*. juin 2016. Vol. 25, n° 4, p. 310-318. DOI 10.1111/jopr.12431.

FANG, Yu, FRAMPTON, John P., RAGHAVAN, Shreya, SABAHI-KAVIANI, Rahman, LUKER, Gary, DENG, Cheri X. et TAKAYAMA, Shuichi, 2012. Rapid Generation of Multiplexed Cell Cocultures Using Acoustic Droplet Ejection Followed by Aqueous Two-Phase Exclusion Patterning. In : *Tissue Engineering Part C: Methods*. septembre 2012. Vol. 18,

n° 9, p. 647-657. DOI 10.1089/ten.tec.2011.0709.

FARSARI, Maria, 2009. Materials processing: Two-photon fabrication. In : *nature photonics*. 2009. Vol. 3, p. 3.

FECCHIO, R.S., SEKI, Y., BODDE, S.G., GOMES, M.S., KOLOSOSKI, J., ROSSI, J.L., GIOIO, M.A. et MEYERS, M.A., 2010. Mechanical behavior of prosthesis in Toucan beak (*Ramphastos toco*). In : *Materials Science and Engineering: C*. avril 2010. Vol. 30, n° 3, p. 460-464. DOI 10.1016/j.msec.2010.01.001.

FERRY P.W. MELCHELS, JAN FEIJEN et DIRK W.GRIJPMMA, 2010. A review on stereolithography and its applications in biomedical engineering. In : *2010*. Elsevier. avril 2010.

FLECKNELL, Paul, 2002. Replacement, reduction and refinement. In : *ALTEX*. 2002. Vol. 19, n° 2, p. 73-78.

FOURNIER, E., PASSIRANI, C., MONTERO-MENEI, C. N. et BENOIT, J. P., 2003. Biocompatibility of implantable synthetic polymeric drug carriers: focus on brain biocompatibility. In : *Biomaterials*. août 2003. Vol. 24, n° 19, p. 3311-3331.

FRAME, Mark et HUNTLEY, James S., 2012. Rapid Prototyping in Orthopaedic Surgery: A User's Guide. In : *The Scientific World Journal*. 2012. Vol. 2012, p. 1-7. DOI 10.1100/2012/838575.

FREDERICK BURGWARDT, PAUL DEPLACIDO, ANDREW DUNNE, WILLIAM POPE, RYAN, Chris et ARYELLE TEIXEIRA, 2017. *Designing a biomimetic prosthetic flipper for a Kemp's Ridley sea turtle*. S.l. : Worcester Polytechnic Institute.

GALICIA, Cecilia, HERNANDEZ URRACA, Vanessa, DEL CASTILLO, Luis et MVZ, Jaime Samour., 2018. Design and Use of a 3D Prosthetic Leg in a Red-lored Amazon Parrot (*Amazona autumnalis*). In : *Journal of Avian Medicine and Surgery*. juin 2018. Vol. 32, n° 2, p. 133-137. DOI 10.1647/2017-282.

GERBER, N, STIEGLITZ, L, PETERHANS, M, NOLTE, L.-P, RAABE, A et WEBER, S, 2010. Using rapid prototyping molds to create patient specific polymethylmethacrylate implants in cranioplasty. In : *2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology* [en ligne]. Buenos Aires : IEEE. août 2010. p. 3357-3360.

[Consulté le 9 septembre 2018]. Disponible à l'adresse :  
<http://ieeexplore.ieee.org/document/5627903/>.

GHIZONI, Enrico, DE SOUZA, João Paulo Sant Ana Santos, RAPOSO-AMARAL, Cassio Eduardo, DENADAI, Rafael, DE AQUINO, Humberto Belém, RAPOSO-AMARAL, Cesar Augusto, JOAQUIM, Andrei Fernandes, TEDESCHI, Helder, BERNARDES, Luís Fernando et JARDINI, André Luiz, 2018. 3D-Printed Craniosynostosis Model: New Simulation Surgical Tool. In : *World Neurosurgery*. janvier 2018. Vol. 109, p. 356-361. DOI 10.1016/j.wneu.2017.10.025.

GIBSON, I., ROSEN, D. W. et STUCKER, B., 2010. *Additive manufacturing technologies: rapid prototyping to direct digital manufacturing*. London ; New York : Springer. ISBN 978-1-4419-1119-3. TS156.8 .G53 2010

GIBSON IAN et SHI DONGPING, 1997. Material properties and fabrication parameters in selective laser sintering process. In : . *Rapid Prototyping Journal*. 1997. p. 129–136.

GINTY, Olivia, MOORE, John, PETERS, Terry et BAINBRIDGE, Daniel, 2018. Modeling Patient-Specific Deformable Mitral Valves. In : *Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia*. juin 2018. Vol. 32, n° 3, p. 1368-1373. DOI 10.1053/j.jvca.2017.09.005.

GOKULDOSS, Prashanth Konda, KOLLA, Sri et ECKERT, Jürgen, 2017. Additive Manufacturing Processes: Selective Laser Melting, Electron Beam Melting and Binder Jetting—Selection Guidelines. In : *Materials*. 19 juin 2017. Vol. 10, n° 6, p. 672. DOI 10.3390/ma10060672.

GOLDMANN, T. et GONZALEZ, J. S., 2000. DNA-printing: utilization of a standard inkjet printer for the transfer of nucleic acids to solid supports. In : *Journal of Biochemical and Biophysical Methods*. 16 mars 2000. Vol. 42, n° 3, p. 105-110.

GOVSA, Figen, KARAKAS, Asli Beril, OZER, Mehmet Asim et ERASLAN, Cenk, 2018. Development of Life-Size Patient-Specific 3D-Printed Dural Venous Models for Preoperative Planning. In : *World Neurosurgery*. février 2018. Vol. 110, p. e141-e149. DOI 10.1016/j.wneu.2017.10.119.

GRIFFITH, L. G., 2002. Tissue Engineering--Current Challenges and Expanding Opportunities. In : *Science*. 8 février 2002. Vol. 295, n° 5557, p. 1009-1014.

DOI 10.1126/science.1069210.

GROSS, Bethany C., ERKAL, Jayda L., LOCKWOOD, Sarah Y., CHEN, Chengpeng et SPENCE, Dana M., 2014. Evaluation of 3D Printing and Its Potential Impact on Biotechnology and the Chemical Sciences. In : *Analytical Chemistry*. avril 2014. Vol. 86, n° 7, p. 3240-3253. DOI 10.1021/ac403397r.

GUILLEMOT, Fabien, MIRONOV, Vladimir et NAKAMURA, Makoto, 2010. Bioprinting is coming of age: report from the International Conference on Bioprinting and Biofabrication in Bordeaux (3B'09). In : *Biofabrication*. 25 mars 2010. Vol. 2, n° 1, p. 010201. DOI 10.1088/1758-5082/2/1/010201.

GUILLOTIN, Bertrand, SOUQUET, Agnès, CATROS, Sylvain, DUOCASTELLA, Martí, PIPPENGER, Benjamin, BELLANCE, Séverine, BAREILLE, Reine, RÉMY, Murielle, BORDENAVE, Laurence, AMÉDÉE, Joëlle et GUILLEMOT, Fabien, 2010. Laser assisted bioprinting of engineered tissue with high cell density and microscale organization. In : *Biomaterials*. octobre 2010. Vol. 31, n° 28, p. 7250-7256. DOI 10.1016/j.biomaterials.2010.05.055.

GUO, Nannan et LEU, Ming C., 2013. Additive manufacturing: technology, applications and research needs. In : *Frontiers of Mechanical Engineering*. septembre 2013. Vol. 8, n° 3, p. 215-243. DOI 10.1007/s11465-013-0248-8.

GURR, M. et MÜLHAUPT, R., 2016. Rapid Prototyping. In : *Reference Module in Materials Science and Materials Engineering* [en ligne]. S.l. : Elsevier. [Consulté le 24 mai 2018]. ISBN 978-0-12-803581-8. Disponible à l'adresse : <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9780128035818014776>.

HALL, Emma L., BAINES, Stephen, BILMONT, Alexis et OXLEY, Bill, 2018. Accuracy of patient-specific three-dimensional-printed osteotomy and reduction guides for distal femoral osteotomy in dogs with medial patella luxation: HALL ET AL. In : *Veterinary Surgery* [en ligne]. 17 novembre 2018. [Consulté le 27 novembre 2018]. DOI 10.1111/vsu.13126. Disponible à l'adresse : <http://doi.wiley.com/10.1111/vsu.13126>.

HAMILTON-BENNETT, Sinead E., OXLEY, Bill et BEHR, Sebastien, 2018. Accuracy of a patient-specific 3D printed drill guide for placement of cervical transpedicular screws. In : *Veterinary Surgery*. février 2018. Vol. 47, n° 2, p. 236-242. DOI 10.1111/vsu.12734.

HAN, Qing, QIN, Yanguo, ZOU, Yun, WANG, Chenyu, BAI, Haotian, YU, Tao, HUANG, Lanfeng et WANG, Jincheng, 2017. Novel exploration of 3D printed wrist arthroplasty to solve the severe and complicated bone defect of wrist. In : *Rapid Prototyping Journal*. 18 avril 2017. Vol. 23, n° 3, p. 465-473. DOI 10.1108/RPJ-01-2016-0005.

HARRYSSON, Ola L.A., CORMIER, Denis R., MARCELLIN-LITTLE, Denis J. et JAJAL, Ketan, 2003. Rapid prototyping for treatment of canine limb deformities. In : *Rapid Prototyping Journal*. mars 2003. Vol. 9, n° 1, p. 37-42. DOI 10.1108/13552540310455647.

HARUN, W.S.W., KAMARIAH, M.S.I.N., MUHAMAD, N., GHANI, S.A.C., AHMAD, F. et MOHAMED, Z., 2018. A review of powder additive manufacturing processes for metallic biomaterials. In : *Powder Technology*. mars 2018. Vol. 327, p. 128-151. DOI 10.1016/j.powtec.2017.12.058.

HENCH, Larry L., 1998. Biomaterials: a forecast for the future. In : *Biomaterials*. août 1998. Vol. 19, n° 16, p. 1419-1423. DOI 10.1016/S0142-9612(98)00133-1.

HERLIN, Christian, KOPPE, Matthieu, BÉZIAT, Jean-Luc et GLEIZAL, Arnaud, 2011. Rapid prototyping in craniofacial surgery: Using a positioning guide after zygomatic osteotomy – A case report. In : *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. juillet 2011. Vol. 39, n° 5, p. 376-379. DOI 10.1016/j.jcms.2010.07.003.

HESPEL, Adrien-Maxence, 2018. Three-Dimensional Printing Role in Neurologic Disease. In : *Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice*. janvier 2018. Vol. 48, n° 1, p. 221-229. DOI 10.1016/j.cvsm.2017.08.013.

HESPEL, Adrien-Maxence, WILHITE, Ray et HUDSON, Judith, 2014. INVITED REVIEW-APPLICATIONS FOR 3D PRINTERS IN VETERINARY MEDICINE: 3d Printing In Veterinary Medicine. In : *Veterinary Radiology & Ultrasound*. juillet 2014. Vol. 55, n° 4, p. 347-358. DOI 10.1111/vru.12176.

HSIEH, Fu-Yu, LIN, Hsin-Hua et HSU, Shan-hui, 2015. 3D bioprinting of neural stem cell-laden thermoresponsive biodegradable polyurethane hydrogel and potential in central nervous system repair. In : *Biomaterials*. décembre 2015. Vol. 71, p. 48-57. DOI 10.1016/j.biomaterials.2015.08.028.

HUANG, Wenbin et ZHANG, Xiulan, 2014. 3D Printing: Print the Future of Ophthalmology.



In : *Investigative Ophthalmology & Visual Science*. 26 août 2014. Vol. 55, n° 8, p. 5380. DOI 10.1167/iovs.14-15231.

HURSON, C., TANSEY, A., O'DONNCHADHA, B., NICHOLSON, P., RICE, J. et MCELWAIN, J., 2007. Rapid prototyping in the assessment, classification and preoperative planning of acetabular fractures. In : *Injury*. octobre 2007. Vol. 38, n° 10, p. 1158-1162. DOI 10.1016/j.injury.2007.05.020.

ISAACSON, Abigail, SWIOKLO, Stephen et CONNON, Che J., 2018. 3D bioprinting of a corneal stroma equivalent. In : *Experimental Eye Research*. août 2018. Vol. 173, p. 188-193. DOI 10.1016/j.exer.2018.05.010.

ITAGAKI, Michael W., 2015. Using 3D printed models for planning and guidance during endovascular intervention: a technical advance. In : *Diagnostic and Interventional Radiology*. 3 juillet 2015. Vol. 21, n° 4, p. 338-341. DOI 10.5152/dir.2015.14469.

JAE-WON CHOI, HO-CHAN KIM et RYAN WICKER, 2010. Multi-material stereolithography. In : *Journal of Materials Processing Technology*. Elsevier. 2010.

JARDINI, André Luiz, LAROSA, Maria Aparecida, FILHO, Rubens Maciel, ZAVAGLIA, Cecília Amélia de Carvalho, BERNARDES, Luis Fernando, LAMBERT, Carlos Salles, CALDERONI, Davi Reis et KHARMANDAYAN, Paulo, 2014. Cranial reconstruction: 3D biomodel and custom-built implant created using additive manufacturing. In : *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. décembre 2014. Vol. 42, n° 8, p. 1877-1884. DOI 10.1016/j.jcms.2014.07.006.

JAVAID, Mohd. et HALEEM, Abid, 2018. Additive manufacturing applications in orthopaedics: A review. In : *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma* [en ligne]. avril 2018. [Consulté le 23 mai 2018]. DOI 10.1016/j.jcot.2018.04.008. Disponible à l'adresse : <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S097656621830122X>.

JAVAN, Ramin, HERRIN, Douglas et TANGESTANIPOOR, Ardalan, 2016. Understanding Spatially Complex Segmental and Branch Anatomy Using 3D Printing. In : *Academic Radiology*. septembre 2016. Vol. 23, n° 9, p. 1183-1189. DOI 10.1016/j.acra.2016.04.010.

KANEYAMA, Shuichi, SUGAWARA, Taku et SUMI, Masatoshi, 2015. Safe and Accurate Midcervical Pedicle Screw Insertion Procedure With the Patient-Specific Screw Guide

Template System: In : *Spine*. mars 2015. Vol. 40, n° 6, p. E341-E348.  
DOI 10.1097/BRS.0000000000000772.

KIM, Sun-Young, SNOWDON, Kyle A. et DECAMP, Charles E., 2017. Single oblique osteotomy for correction of antebrachial angular and torsional deformities in a dog. In : *Journal of the American Veterinary Medical Association*. août 2017. Vol. 251, n° 3, p. 333-339.  
DOI 10.2460/javma.251.3.333.

KIM, Young Chul, MIN, Kyung Hyun, CHOI, Jong Woo, KOH, Kyung S., OH, Tae Suk et JEONG, Woo Shik, 2018. Patient-specific puzzle implant preformed with 3D-printed rapid prototype model for combined orbital floor and medial wall fracture. In : *Journal of Plastic, Reconstructive & Aesthetic Surgery*. avril 2018. Vol. 71, n° 4, p. 496-503.  
DOI 10.1016/j.bjps.2017.11.016.

KIMURA, Toshikazu, MORITA, Akio, NISHIMURA, Kengo, AIYAMA, Hitoshi, ITOH, Hirotaka, FUKAYA, Syunsuke, SORA, Shigeo et OCHIAI, Chikayuki, 2009. SIMULATION OF AND TRAINING FOR CEREBRAL ANEURYSM CLIPPING WITH 3-DIMENSIONAL MODELS. In : *Neurosurgery*. 1 octobre 2009. Vol. 65, n° 4, p. 719-726.  
DOI 10.1227/01.NEU.0000354350.88899.07.

KLEIN, Geraldine T., LU, Yi et WANG, Michael Y., 2013. 3D Printing and Neurosurgery—Ready for Prime Time? In : *World Neurosurgery*. septembre 2013. Vol. 80, n° 3-4, p. 233-235.  
DOI 10.1016/j.wneu.2013.07.009.

KOGELNBERG, Sylvia van, YUE, Zhilian, DINORO, Jeremy N., BAKER, Christopher S. et WALLACE, Gordon G., 2018. Three-Dimensional Printing and Cell Therapy for Wound Repair. In : *Advances in Wound Care*. mai 2018. Vol. 7, n° 5, p. 145-156.  
DOI 10.1089/wound.2017.0752.

KRUTH, J-P., MERCELIS, P., VAN VAERENBERGH, J., FROYEN, L. et ROMBOUTS, M., 2005. Binding mechanisms in selective laser sintering and selective laser melting. In : *Rapid Prototyping Journal*. février 2005. Vol. 11, n° 1, p. 26-36. DOI 10.1108/13552540510573365.

KUIPERS VON LANDE, Richard G., WORTH, Andrew J., PECKITT, Ninian S., CAVE, Nick J. et TANG, Liqiong, 2012. Rapid prototype modeling and customized titanium plate fabrication for correction of a persistent hard palate defect in a dog. In : *Journal of the American*

*Veterinary Medical Association*. juin 2012. Vol. 240, n° 11, p. 1316-1322. DOI 10.2460/javma.240.11.1316.

LAL, Hitesh et PATRALEKH, Mohit Kumar, 2018. 3D printing and its applications in orthopaedic trauma: A technological marvel. In : *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma* [en ligne]. août 2018. [Consulté le 18 août 2018]. DOI 10.1016/j.jcot.2018.07.022. Disponible à l'adresse : <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0976566218303850>.

LATTIN, Christine R., EMERSON, Maxwell A., GALLEZOT, Jean-Dominique, MULNIX, Tim, BROWN, J. Elliott et CARSON, Richard E., 2018. A 3D-printed modular device for imaging the brain of small birds. In : *Journal of Neuroscience Methods*. janvier 2018. Vol. 293, p. 183-190. DOI 10.1016/j.jneumeth.2017.10.005.

LEE, Jian-Yuan, AN, Jia et CHUA, Chee Kai, 2017. Fundamentals and applications of 3D printing for novel materials. In : *Applied Materials Today*. juin 2017. Vol. 7, p. 120-133. DOI 10.1016/j.apmt.2017.02.004.

LEE, Nathan D., DANOFF, Kim, ETUE, Sheila et RUSH, John E., 2007. Cranial vena cava aneurysm in a dog. In : *Journal of Veterinary Cardiology*. mai 2007. Vol. 9, n° 1, p. 47-51. DOI 10.1016/j.jvc.2006.01.005.

LERMUSIAUX, Patrick, LEROUX, Cécile, TASSE, Jean Claude, CASTELLANI, Lucien et MARTINEZ, Robert, 2001. Aortic Aneurysm: Construction of a Life-size Model by Rapid Prototyping. In : *Annals of Vascular Surgery*. mars 2001. Vol. 15, n° 2, p. 131-135. DOI 10.1007/s100160010054.

LETHAUS, Bernd, POORT, Lucas, BÖCKMANN, Roland, SMEETS, Ralf, TOLBA, Rene et KESSLER, Peter, 2012. Additive manufacturing for microvascular reconstruction of the mandible in 20 patients. In : *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. janvier 2012. Vol. 40, n° 1, p. 43-46. DOI 10.1016/j.jcms.2011.01.007.

LI, Fangzheng, LIU, Chunying, SONG, Xuexiong, HUAN, Yanjun, GAO, Shansong et JIANG, Zhongling, 2018. Production of accurate skeletal models of domestic animals using three-dimensional scanning and printing technology. In : *Anatomical Sciences Education*. janvier 2018. Vol. 11, n° 1, p. 73-80. DOI 10.1002/ase.1725.

LI, Jia, LI, Peng, LU, Huilian, SHEN, Longduo, TIAN, Weidong, LONG, Jie et TANG, Wei,

2013. Digital Design and Individually Fabricated Titanium Implants for the Reconstruction of Traumatic Zygomatico-Orbital Defects: In : *Journal of Craniofacial Surgery*. mars 2013. Vol. 24, n° 2, p. 363-368. DOI 10.1097/SCS.0b013e3182701243.

LIM, Christopher, CAMPBELL, Duncan et CLUCAS, Don, 2014. Rapid Prototyping Technology in Orbital Floor Reconstruction: Application in Three Patients. In : *Craniofacial Trauma and Reconstruction*. 25 février 2014. Vol. 07, n° 02, p. 143-146. DOI 10.1055/s-0034-1371080.

LIN, Qing-Song, LIN, Yuan-Xiang, WU, Xi-Yue, YAO, Pei-Sen, CHEN, Ping et KANG, De-Zhi, 2018. Utility of 3-Dimensional-Printed Models in Enhancing the Learning Curve of Surgery of Tuberculum Sellae Meningioma. In : *World Neurosurgery*. mai 2018. Vol. 113, p. e222-e231. DOI 10.1016/j.wneu.2018.01.215.

LIRAVI, Farzad et VLASEA, Mihaela, 2018. Powder bed binder jetting additive manufacturing of silicone structures. In : *Additive Manufacturing*. mai 2018. Vol. 21, p. 112-124. DOI 10.1016/j.addma.2018.02.017.

LISKA, R., SCHUSTER, M., INFÜHR, R., TURECEK, C., FRITSCHER, C., SEIDL, B., SCHMIDT, V., KUNA, L., HAASE, A., VARGA, F., LICHTENEGGER, H. et STAMPFL, J., 2007. Photopolymers for rapid prototyping. In : *Journal of Coatings Technology and Research*. 15 novembre 2007. Vol. 4, n° 4, p. 505-510. DOI 10.1007/s11998-007-9059-3.

LISKA, William D., MARCELLIN-LITTLE, Denis J., ESKELINEN, Esa V., SIDEBOTHAM, Christopher G., HARRYSSON, Ola L. A. et HJELM-BJÖRKMAN, Anna K., 2007. Custom Total Knee Replacement in a Dog with Femoral Condylar Bone Loss. In : *Veterinary Surgery*. juin 2007. Vol. 36, n° 4, p. 293-301. DOI 10.1111/j.1532-950X.2007.00270.x.

LIU, Jianli, YU, Huijun, CHEN, Chuanzhong, WENG, Fei et DAI, Jingjie, 2017. Research and development status of laser cladding on magnesium alloys: A review. In : *Optics and Lasers in Engineering*. juin 2017. Vol. 93, p. 195-210. DOI 10.1016/j.optlaseng.2017.02.007.

LU, Sheng, XU, Yong Q., ZHANG, Yuan Z., XIE, Le, GUO, Hai et LI, Dong P., 2009. A novel computer-assisted drill guide template for placement of C2 laminar screws. In : *European Spine Journal*. septembre 2009. Vol. 18, n° 9, p. 1379-1385. DOI 10.1007/s00586-009-1051-4.

MANNOOR, Manu S., JIANG, Ziwen, JAMES, Teena, KONG, Yong Lin, MALATESTA,

Karen A., SOBOYEJO, Winston O., VERMA, Naveen, GRACIAS, David H. et MCALPINE, Michael C., 2013. 3D Printed Bionic Ears. In : *Nano Letters*. 12 juin 2013. Vol. 13, n° 6, p. 2634-2639. DOI 10.1021/nl4007744.

MAO, Keya, WANG, Yan, XIAO, Songhua, LIU, Zhengsheng, ZHANG, Yonggang, ZHANG, Xuesong, WANG, Zheng, LU, Ning, SHOURONG, Zhu, XIFENG, Zhang, GENG, Cui et BAOWEI, Liu, 2010. Clinical application of computer-designed polystyrene models in complex severe spinal deformities: a pilot study. In : *European Spine Journal*. mai 2010. Vol. 19, n° 5, p. 797-802. DOI 10.1007/s00586-010-1359-0.

MARTELLI, Nicolas, SERRANO, Carole, VAN DEN BRINK, Hélène, PINEAU, Judith, PROGNON, Patrice, BORGET, Isabelle et EL BATTI, Salma, 2016. Advantages and disadvantages of 3-dimensional printing in surgery: A systematic review. In : *Surgery*. juin 2016. Vol. 159, n° 6, p. 1485-1500. DOI 10.1016/j.surg.2015.12.017.

MASHIKO, Toshihiro, OTANI, Keisuke, KAWANO, Ryutaro, KONNO, Takehiko, KANEKO, Naoki, ITO, Yumiko et WATANABE, Eiju, 2015. Development of Three-Dimensional Hollow Elastic Model for Cerebral Aneurysm Clipping Simulation Enabling Rapid and Low Cost Prototyping. In : *World Neurosurgery*. mars 2015. Vol. 83, n° 3, p. 351-361. DOI 10.1016/j.wneu.2013.10.032.

MATHILDE BERCHON, 2014. *L'impression 3D, 2ème édition*. Eyrolles. S.l. : s.n.

MICH, Patrice M., 2014. The Emerging Role of Veterinary Orthotics and Prosthetics (V-OP) in Small Animal Rehabilitation and Pain Management. In : *Topics in Companion Animal Medicine*. mars 2014. Vol. 29, n° 1, p. 10-19. DOI 10.1053/j.tcam.2014.04.002.

MICHAEL, Stefanie, SORG, Heiko, PECK, Claas-Tido, KOCH, Lothar, DEIWICK, Andrea, CHICHKOV, Boris, VOGT, Peter M. et REIMERS, Kerstin, 2013. Tissue Engineered Skin Substitutes Created by Laser-Assisted Bioprinting Form Skin-Like Structures in the Dorsal Skin Fold Chamber in Mice. In : SLOMINSKI, Andrzej T. (éd.), *PLoS ONE*. 4 mars 2013. Vol. 8, n° 3, p. e57741. DOI 10.1371/journal.pone.0057741.

MIYAKE, Junichi, MURASE, Tsuyoshi, MORITOMO, Hisao, SUGAMOTO, Kazuomi et YOSHIKAWA, Hideki, 2011. Distal Radius Osteotomy with Volar Locking Plates Based on Computer Simulation. In : *Clinical Orthopaedics and Related Research®*. juin 2011. Vol. 469,

n° 6, p. 1766-1773. DOI 10.1007/s11999-010-1748-z.

MORRIS, Patrick J., WEIGEL, Joseph P. et WOLF, Linda, 1990. Methacrylate Beak Prosthesis in a Marabou Stork (*Leptoptilos crumeniferus*). In : *Journal of the Association of Avian Veterinarians*. 1990. Vol. 4, n° 2, p. 103. DOI 10.2307/30136892.

MURASE, Tsuyoshi, OKA, Kunihiro, MORITOMO, Hisao, GOTO, Akira, YOSHIKAWA, Hideki et SUGAMOTO, Kazuomi, 2008. Three-Dimensional Corrective Osteotomy of Malunited Fractures of the Upper Extremity with Use of a Computer Simulation System: In : *The Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume*. novembre 2008. Vol. 90, n° 11, p. 2375-2389. DOI 10.2106/JBJS.G.01299.

MURPHY, Sean V et ATALA, Anthony, 2014. 3D bioprinting of tissues and organs. In : *Nature Biotechnology*. août 2014. Vol. 32, n° 8, p. 773-785. DOI 10.1038/nbt.2958.

NARAYANAN, Vairavan, NARAYANAN, Prepageran, RAJAGOPALAN, Raman, KARUPPIAH, Ravindran, RAHMAN, Zainal Ariff Abdul, WORMALD, Peter-John, VAN HASSELT, Charles Andrew et WARAN, Vicknes, 2015. Endoscopic skull base training using 3D printed models with pre-existing pathology. In : *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*. mars 2015. Vol. 272, n° 3, p. 753-757. DOI 10.1007/s00405-014-3300-3.

NAUMANN, AIGNER, STAUDENMAIER, SEEMANN, BRUENING, ENGLMEIER, KADEGGE, PAVESIO, KASTENBAUER et BERGHAUS, 2003. Clinical aspects and strategy for biomaterial engineering of an auricle based on three-dimensional stereolithography. In : *2003*. novembre 2003. Vol. 260, p. 568-575. DOI 10.1007/s00405-003-0636-5.

NAVARRO, M, MICHIARDI, A, CASTANO, O et PLANELL, J.A, 2008. Biomaterials in orthopaedics. In : *Journal of The Royal Society Interface*. 6 octobre 2008. Vol. 5, n° 27, p. 1137-1158. DOI 10.1098/rsif.2008.0151.

NIBBLETT, Belle Marie D., PEREIRA, Mary Mauldin, SITHOLE, Fortune, ORCHARD, Paul A.D. et BAUMAN, Eric B., 2017. Design and Validation of a Three-Dimensional Printed Flexible Canine Otoscopy Teaching Model: In : *Simulation in Healthcare: The Journal of the Society for Simulation in Healthcare*. avril 2017. Vol. 12, n° 2, p. 91-95. DOI 10.1097/SIH.0000000000000227.

NICKELS, Liz, 2018. Positive prognosis for 3D printed animal implants. In : *Metal Powder*

Report. juillet 2018. Vol. 73, n° 4, p. 188-192. DOI 10.1016/j.mprp.2018.02.036.

OKA, Kunihiro, MURASE, Tsuyoshi, MORITOMO, Hisao et YOSHIKAWA, Hideki, 2012. Corrective osteotomy for malunited both bones fractures of the forearm with radial head dislocations using a custom-made surgical guide: two case reports. In : *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. octobre 2012. Vol. 21, n° 10, p. e1-e8. DOI 10.1016/j.jse.2012.05.035.

OLIVEIRA, Hugo, DUSSEIRE, Nathalie, HAKOBYAN, Davit et FRICAIN, Jean-Christophe, 2018. Bio-impression assistée par laser: Une nouvelle approche pour la régénération osseuse. In : *médecine/sciences*. février 2018. Vol. 34, n° 2, p. 125-128. DOI 10.1051/medsci/20183402008.

OMAR A. MOHAMED, SYED H. MASOOD et JAHAR L. BHOWMIK, 2014. Optimization of fused deposition modeling process parameters: a review of current research and future prospects. In : . 2014. DOI 10.1007/s40436-014-0097-7.

O'REILLY, Michael K., REESE, Sven, HERLIHY, Therese, GEOGHEGAN, Tony, CANTWELL, Colin P., FEENEY, Robin N.M. et JONES, James F.X., 2016. Fabrication and assessment of 3D printed anatomical models of the lower limb for anatomical teaching and femoral vessel access training in medicine: Subject Specific 3D-Printed Anatomy. In : *Anatomical Sciences Education*. janvier 2016. Vol. 9, n° 1, p. 71-79. DOI 10.1002/ase.1538.

OSSWALD, Martin, WEGMANN, Annigna, GREIF, Robert, THEILER, Lorenz et PEDERSEN, Tina H., 2017. Facilitation of bronchoscopy teaching with easily accessible low-cost 3D-printing. In : *Trends in Anaesthesia and Critical Care*. août 2017. Vol. 15, p. 37-41. DOI 10.1016/j.tacc.2017.07.001.

OXLEY, B., 2017. Bilateral shoulder arthrodesis in a Pekinese using three-dimensional printed patient-specific osteotomy and reduction guides: In : *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* [en ligne]. 23 mars 2017. Vol. 30, n° 3. [Consulté le 15 août 2018]. DOI 10.3415/VCOT-16-10-0144. Disponible à l'adresse : <http://www.schattauer.de/index.php?id=1214&doi=10.3415/VCOT-16-10-0144>.

OXLEY, B. et BEHR, S., 2016. Stabilisation of a cranial cervical vertebral fracture using a 3D-printed patient-specific drill guide: 3D-printed patient-specific drill guide. In : *Journal of Small Animal Practice*. mai 2016. Vol. 57, n° 5, p. 277-277. DOI 10.1111/jsap.12469.

OXLEY, Bill, 2018. A 3-dimensional-printed patient-specific guide system for minimally invasive plate osteosynthesis of a comminuted mid-diaphyseal humeral fracture in a cat. In : *Veterinary Surgery*. avril 2018. Vol. 47, n° 3, p. 445-453. DOI 10.1111/vsu.12776.

PARIKH, Niki et SHARMA, Pranav, 2018. Three-Dimensional Printing in Urology: History, Current Applications, and Future Directions. In : *Urology* [en ligne]. août 2018. [Consulté le 26 octobre 2018]. DOI 10.1016/j.urology.2018.08.004. Disponible à l'adresse : <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0090429518308288>.

PARK, Joon, TARI, Michael J. et HAHN, H. Thomas, 2000. Characterization of the laminated object manufacturing (LOM) process. In : *Rapid Prototyping Journal*. mars 2000. Vol. 6, n° 1, p. 36-50. DOI 10.1108/13552540010309868.

PARTHASARATHY, Jayanthi, STARLY, Binil, RAMAN, Shivakumar et CHRISTENSEN, Andy, 2010. Mechanical evaluation of porous titanium (Ti6Al4V) structures with electron beam melting (EBM). In : *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. avril 2010. Vol. 3, n° 3, p. 249-259. DOI 10.1016/j.jmbbm.2009.10.006.

PAZ, V. Ferreras, EMONS, M., OBATA, K., OVSIANIKOV, A., PETERHÄNSEL, S., FRENNER, K., REINHARDT, C., CHICHKOV, B., MORGNER, U. et OSTEN, W., 2012. Development of functional sub-100 nm structures with 3D two-photon polymerization technique and optical methods for characterization. In : *Journal of Laser Applications*. septembre 2012. Vol. 24, n° 4, p. 042004. DOI 10.2351/1.4712151.

PETERS, J. C., 2008. PROSTHESIS OF THE LOWER BILL OF AN AFRICAN GROUND HORNBILL (*Bucorvus abyssinicus*). In : *International Zoo Yearbook*. 28 juin 2008. Vol. 3, n° 1, p. 112-113. DOI 10.1111/j.1748-1090.1962.tb03426.x.

PHILLIPPI, Julie A., MILLER, Eric, WEISS, Lee, HUARD, Johnny, WAGGONER, Alan et CAMPBELL, Phil, 2008. Microenvironments Engineered by Inkjet Bioprinting Spatially Direct Adult Stem Cells Toward Muscle- and Bone-Like Subpopulations. In : *Stem Cells*. janvier 2008. Vol. 26, n° 1, p. 127-134. DOI 10.1634/stemcells.2007-0520.

PREECE, Daniel, WILLIAMS, Sarah B., LAM, Richard et WELLER, Renate, 2013. "Let's Get Physical": Advantages of a physical model over 3D computer models and textbooks in learning imaging anatomy: Let's Get Physical. In : *Anatomical Sciences Education*. juillet



2013. Vol. 6, n° 4, p. 216-224. DOI 10.1002/ase.1345.

PUCCI, Josephine U., CHRISTOPHE, Brandon R., SISTI, Jonathan A. et CONNOLLY, Edward S., 2017. Three-dimensional printing: technologies, applications, and limitations in neurosurgery. In : *Biotechnology Advances*. septembre 2017. Vol. 35, n° 5, p. 521-529. DOI 10.1016/j.biotechadv.2017.05.007.

R. ERIC MILLER, NADINE LAMBERSKI et PAUL CALLE, 2018. *Fowler's Zoo and wild animal medicine current therapy*. Elsevier. S.l. : s.n. ISBN 978-0-323-55228-8.

RAMANATH, H. S., CHUA, C. K., LEONG, K. F. et SHAH, K. D., 2008. Melt flow behaviour of poly-ε-caprolactone in fused deposition modelling. In : *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. juillet 2008. Vol. 19, n° 7, p. 2541-2550. DOI 10.1007/s10856-007-3203-6.

RAMOT, Yuval, HAIM-ZADA, Moran, DOMB, Abraham J. et NYSKA, Abraham, 2016. Biocompatibility and safety of PLA and its copolymers. In : *Advanced Drug Delivery Reviews*. décembre 2016. Vol. 107, p. 153-162. DOI 10.1016/j.addr.2016.03.012.

RANKIN, Timothy M., GIOVINCO, Nicholas A., CUCHER, Daniel J., WATTS, George, HURWITZ, Bonnie et ARMSTRONG, David G., 2014. Three-dimensional printing surgical instruments: are we there yet? In : *Journal of Surgical Research*. juin 2014. Vol. 189, n° 2, p. 193-197. DOI 10.1016/j.jss.2014.02.020.

RINGEISEN, Bradley R., OTHON, Christina M., BARRON, Jason A., YOUNG, Daniel et SPARGO, Barry J., 2006. Jet-based methods to print living cells. In : *Biotechnology Journal*. septembre 2006. Vol. 1, n° 9, p. 930-948. DOI 10.1002/biot.200600058.

ROBERTO S. FECCHIO, 2009. Restoration of Rhamphotheca in Birds: A Challenge? In : *World Small Animal Veterinary Association World Congress Proceedings*. S.l. 2009.

ROSENBERG, Joël, MORAND, Pascal, TURCQ, Dominique et BOOSTZONE, Institut, 2015. L'impression 3D: porte d'entrée dans l'industrie du 21ème siècle. In : . septembre 2015. p. 368.

SALLICA-LEVA, E., JARDINI, A.L. et FOGAGNOLO, J.B., 2013. Microstructure and mechanical behavior of porous Ti-6Al-4V parts obtained by selective laser melting. In : *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. octobre 2013. Vol. 26, p. 98-108.

DOI 10.1016/j.jmbbm.2013.05.011.

SALMI, Mika, PALOHEIMO, Kaija-Stiina, TUOMI, Jukka, WOLFF, Jan et MÄKITIE, Antti, 2013. Accuracy of medical models made by additive manufacturing (rapid manufacturing). In : *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. octobre 2013. Vol. 41, n° 7, p. 603-609. DOI 10.1016/j.jcms.2012.11.041.

SALMI, Mika, TUOMI, Jukka, PALOHEIMO, Kaija-Stiina, BJÖRKSTRAND, Roy, PALOHEIMO, Markku, SALO, Jari, KONTIO, Risto, MESIMÄKI, Karri et MÄKITIE, Antti A., 2012. Patient-specific reconstruction with 3D modeling and DMLS additive manufacturing. In : *Rapid Prototyping Journal*. 20 avril 2012. Vol. 18, n° 3, p. 209-214. DOI 10.1108/13552541211218126.

SCHOENFELD-TACHER, Regina M., HORN, Timothy J., SCHEVIK, Tyler A., ROYAL, Kenneth D. et HUDSON, Lola C., 2017. Evaluation of 3D Additively Manufactured Canine Brain Models for Teaching Veterinary Neuroanatomy. In : *Journal of Veterinary Medical Education*. novembre 2017. Vol. 44, n° 4, p. 612-619. DOI 10.3138/jvme.0416-080R.

SING, Swee Leong, AN, Jia, YEONG, Wai Yee et WIRIA, Florencia Edith, 2016. Laser and electron-beam powder-bed additive manufacturing of metallic implants: A review on processes, materials and designs: LASER AND ELECTRON-BEAM ADDITIVE MANUFACTURING OF METALLIC IMPLANTS. In : *Journal of Orthopaedic Research*. mars 2016. Vol. 34, n° 3, p. 369-385. DOI 10.1002/jor.23075.

SINGARE, Sekou, LIAN, Qin, PING WANG, Wei, WANG, Jue, LIU, Yaxiong, LI, Dichen et LU, Bingheng, 2009. Rapid prototyping assisted surgery planning and custom implant design. In : *Rapid Prototyping Journal*. 16 janvier 2009. Vol. 15, n° 1, p. 19-23. DOI 10.1108/13552540910925027.

SINGARE, Sekou, LIU, Yaxiong, LI, Dichen, LU, Bingheng et HE, Sanhu, 2008. Individually Prefabricated Prosthesis for Maxilla Reconstruction: Individually prefabricated prosthesis for maxilla reconstruction. In : *Journal of Prosthodontics*. février 2008. Vol. 17, n° 2, p. 135-140. DOI 10.1111/j.1532-849X.2007.00266.x.

SODIAN, Ralf, WEBER, Stefan, MARKERT, Mathias, LOEFF, Markus, LUETH, Tim, WEIS, Florian C., DAEBRITZ, Sabine, MALEC, Edward, SCHMITZ, Christoph et

REICHART, Bruno, 2008. Pediatric cardiac transplantation: Three-dimensional printing of anatomic models for surgical planning of heart transplantation in patients with univentricular heart. In : *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*. octobre 2008. Vol. 136, n° 4, p. 1098-1099. DOI 10.1016/j.jtcvs.2008.03.055.

SONG, Changhui, WANG, Anming, WU, Zijun, CHEN, Ziyu, YANG, Yongqiang et WANG, Di, 2017. The design and manufacturing of a titanium alloy beak for *Grus japonensis* using additive manufacturing. In : *Materials & Design*. mars 2017. Vol. 117, p. 410-416. DOI 10.1016/j.matdes.2016.11.092.

SPEER, Brian L. (éd.), 2016. *Current therapy in avian medicine and surgery*. First edition. St. Louis, Missouri : Elsevier. ISBN 978-1-4557-4671-2.

SPEER, Brian et POWERS, Lauren Virginia, 2016. Anatomy and Disorders of the Beak and Oral Cavity of Birds. In : *Veterinary Clinics of North America: Exotic Animal Practice*. septembre 2016. Vol. 19, n° 3, p. 707-736. DOI 10.1016/j.cvex.2016.04.003.

SPOTTISWOODE, B.S., VAN DEN HEEVER, D.J., CHANG, Y., ENGELHARDT, S., DU PLESSIS, S., NICOLLS, F., HARTZENBERG, H.B. et GRETSCHER, A., 2013. Preoperative Three-Dimensional Model Creation of Magnetic Resonance Brain Images as a Tool to Assist Neurosurgical Planning. In : *Stereotactic and Functional Neurosurgery*. 2013. Vol. 91, n° 3, p. 162-169. DOI 10.1159/000345264.

SUZUKI, Mamoru, OGAWA, Yasuo, KAWANO, Atsushi, HAGIWARA, Akira, YAMAGUCHI, Hiroya et ONO, Hidenori, 2004. Rapid prototyping of temporal bone for surgical training and medical education. In : *Acta Oto-Laryngologica*. mai 2004. Vol. 124, n° 4, p. 400-402. DOI 10.1080/00016480410016478.

SYPNIEWSKI, Lara A., HAHN, Alicia, MURRAY, Jill K., CHALASANI, Vasumathi, WOODS, Lindsey, PIAO, Daqing et BARTELS, Kenneth E., 2016. Novel Shell Wound Care in the Aquatic Turtle. In : *Journal of Exotic Pet Medicine*. avril 2016. Vol. 25, n° 2, p. 110-114. DOI 10.1053/j.jepm.2016.03.010.

T. NANCHARAI, RANGA RAJU, V. RAMACH et RA RAJU, 2010. An experimental investigation on surface quality and dimensional accuracy of FDM components. In : *International Journal on Emerging Technologies*. 2010. p. 106-111.

TAM, Matthew D.B.S., LAYCOCK, Stephen D., BROWN, James R.I. et JAKEWAYS, Matthew, 2013. 3D Printing of an Aortic Aneurysm to Facilitate Decision Making and Device Selection for Endovascular Aneurysm Repair in Complex Neck Anatomy. In : *Journal of Endovascular Therapy*. décembre 2013. Vol. 20, n° 6, p. 863-867. DOI 10.1583/13-4450MR.1.

TAN, X.P., TAN, Y.J., CHOW, C.S.L., TOR, S.B. et YEONG, W.Y., 2017. Metallic powder-bed based 3D printing of cellular scaffolds for orthopaedic implants: A state-of-the-art review on manufacturing, topological design, mechanical properties and biocompatibility. In : *Materials Science and Engineering: C*. juillet 2017. Vol. 76, p. 1328-1343. DOI 10.1016/j.msec.2017.02.094.

TAO LIU, SOFIANE GUESSASMA, JIHONG ZHU, WEIHONG ZHANG, HEDI NOURI et SOFIANE BELHABIB, 2018. Microstructural defects induced by stereolithography and related compressive behaviour of polymers. In : *Journal of Materials Processing Tech*. 2018. Vol. 251, p. 37-46.

TAPPA, Karthik et JAMMALAMADAKA, Udayabhanu, 2018. Novel Biomaterials Used in Medical 3D Printing Techniques. In : *Journal of Functional Biomaterials*. 7 février 2018. Vol. 9, n° 1, p. 17. DOI 10.3390/jfb9010017.

TOWNSEND, Kevin et PIETILA, Todd, 2018a. 3D printing and modeling of congenital heart defects: A technical review. In : *Birth Defects Research*. 1 août 2018. Vol. 110, n° 13, p. 1091-1097. DOI 10.1002/bdr2.1342.

TOWNSEND, Kevin et PIETILA, Todd, 2018b. 3D printing and modeling of congenital heart defects: A technical review. In : *Birth Defects Research*. 1 août 2018. Vol. 110, n° 13, p. 1091-1097. DOI 10.1002/bdr2.1342.

TUAN D. NGO, ALIREZA KASHANI, GABRIELE IMBALZANO, KATE T.Q. NGUYEN et DAVID HUI, 2018. Additive manufacturing (3D printing):: A review of materials, methods, applications and challenges. In : *Composites Part B*. 2018. DOI 10.1016/j.compositesb.2018.02.012.

UNIVERSALIS, Encyclopædia, [sans date]. Encyclopédie Universalis. In : *Encyclopædia Universalis* [en ligne]. [Consulté le 23 mai 2018]. Disponible à l'adresse : <https://www.universalis.fr/>.

VALLIYATE, M., ROBINSON, Ng et GOODMAN, Jr, 2012. Current concepts in simulation and other alternatives for veterinary education: a review. In : *Veterinárni Medicina*. 7 août 2012. Vol. 57, n° No. 7, p. 325-337. DOI 10.17221/6261-VETMED.

VIVIAN LIANG, SAMANTHA VARELA et IOK WONG, 2016. *Design of a flipper proshetic for a kemp's ridley sea turtle*. S.l. : Worcester Polytechnic Institute.

VLADIMIR MIRONOV, THOMAS BOLAND, THOMAS TRUSK, GABOR FORGACS et ROGER R. MARKWALD, 2003. Organ printing: computer-aided jet-based 3D tissue engineering. In : . 2003. Vol. 21, p. 157-161.

WANG, Xin, JIANG, Man, ZHOU, Zuowan, GOU, Jihua et HUI, David, 2017. 3D printing of polymer matrix composites: A review and prospective. In : *Composites Part B: Engineering*. février 2017. Vol. 110, p. 442-458. DOI 10.1016/j.compositesb.2016.11.034.

WANG, Zhonghan, WANG, Chenyu, LI, Chen, QIN, Yanguo, ZHONG, Lei, CHEN, Bingpeng, LI, Zhaoyan, LIU, He, CHANG, Fei et WANG, Jincheng, 2017. Analysis of factors influencing bone ingrowth into three-dimensional printed porous metal scaffolds: A review. In : *Journal of Alloys and Compounds*. septembre 2017. Vol. 717, p. 271-285. DOI 10.1016/j.jallcom.2017.05.079.

WEI, Ran, XIANG-ZHEN, Liu, BING, Guo, DA-LONG, Shu et ZE-MING, Tan, 2010. Removal of a foreign body from the skull base using a customized computer-designed guide bar. In : *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. juin 2010. Vol. 38, n° 4, p. 279-283. DOI 10.1016/j.jcms.2009.07.006.

WEN, Xiaopeng, GAO, Shan, FENG, Jinteng, LI, Shuo, GAO, Rui et ZHANG, Guangjian, 2018. Chest-wall reconstruction with a customized titanium-alloy prosthesis fabricated by 3D printing and rapid prototyping. In : *Journal of Cardiothoracic Surgery* [en ligne]. décembre 2018. Vol. 13, n° 1. [Consulté le 20 août 2018]. DOI 10.1186/s13019-017-0692-3. Disponible à l'adresse : <https://cardiothoracicsurgery.biomedcentral.com/articles/10.1186/s13019-017-0692-3>.

WHEELER, D. L., STOKES, K. E., PARK, H. M. et HOLLINGER, J. O., 1997. Evaluation of particulate Bioglass<sup>®</sup> in a rabbit radius ostectomy model. In : *Journal of Biomedical Materials Research*. mai 1997. Vol. 35, n° 2, p. 249-254. DOI 10.1002/(SICI)1097-

4636(199705)35:2<249::AID-JBM12>3.0.CO;2-C.

WHITE, D., CHELULE, K. L. et SEEDHOM, B. B., 2008. Accuracy of MRI vs CT imaging with particular reference to patient specific templates for total knee replacement surgery. In : *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*. septembre 2008. Vol. 4, n° 3, p. 224-231. DOI 10.1002/rcs.201.

WICKER, Ryan B. et MACDONALD, Eric W., 2012. Multi-material, multi-technology stereolithography: This feature article covers a decade of research into tackling one of the major challenges of the stereolithography technique, which is including multiple materials in one construct. In : *Virtual and Physical Prototyping*. septembre 2012. Vol. 7, n° 3, p. 181-194. DOI 10.1080/17452759.2012.721119.

WINDER, R. J., SUN, Z., KELLY, B., ELLIS, P. K. et HIRST, D., 2002. Abdominal aortic aneurysm and stent graft phantom manufactured by medical rapid prototyping. In : *Journal of Medical Engineering & Technology*. janvier 2002. Vol. 26, n° 2, p. 75-78. DOI 10.1080/03091900210124404.

WINER, Jenna N., VERSTRAETE, Frank J. M., CISELL, Derek D., LUCERO, Steven, ATHANASIOU, Kyriacos A. et ARZI, Boaz, 2017. The application of 3-dimensional printing for preoperative planning in oral and maxillofacial surgery in dogs and cats. In : *Veterinary Surgery*. octobre 2017. Vol. 46, n° 7, p. 942-951. DOI 10.1111/vsu.12683.

WONG, Tak Man, JIN, Jimmy, LAU, Tak Wing, FANG, Christian, YAN, Chun Hoi, YEUNG, Kelvin, TO, Michael et LEUNG, Frankie, 2017. The use of three-dimensional printing technology in orthopaedic surgery: A review. In : *Journal of Orthopaedic Surgery*. janvier 2017. Vol. 25, n° 1, p. 230949901668407. DOI 10.1177/2309499016684077.

WU, Tao, CHEN, Xiao, FAN, Dezeng et PANG, Xiaolu, 2015. Development and application of metal materials in terms of vascular stents. In : *Bio-Medical Materials and Engineering*. 14 août 2015. Vol. 25, n° 4, p. 435-441. DOI 10.3233/BME-151542.

XIAO, Kaida, ZARDAWI, Faraedon, VAN NOORT, Richard et YATES, Julian M., 2014. Developing a 3D colour image reproduction system for additive manufacturing of facial prostheses. In : *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*. février 2014. Vol. 70, n° 9-12, p. 2043-2049. DOI 10.1007/s00170-013-5448-1.

XIAOQIAN, Sun, NAOMI, Kato, YASUSHI, Matsuda, KAZUNORI, Kanda, YUSUKE, Kosaka, NAOKI, Kamezaki et MARI, Taniguchi, 2013. Three-dimensional Hydrodynamic Analysis of Forelimb Propulsion of Sea Turtle With Prosthetic Flippers. In : . 2013.

XU, Nanfang, WEI, Feng, LIU, Xiaoguang, JIANG, Liang, CAI, Hong, LI, Zihe, YU, Miao, WU, Fengliang et LIU, Zhongjun, 2016. Reconstruction of the Upper Cervical Spine Using a Personalized 3D-Printed Vertebral Body in an Adolescent With Ewing Sarcoma: In : *SPINE*. janvier 2016. Vol. 41, n° 1, p. E50-E54. DOI 10.1097/BRS.0000000000001179.

XU, Tao, KINCAID, Helen, ATALA, Anthony et YOO, James J., 2008. High-Throughput Production of Single-Cell Microparticles Using an Inkjet Printing Technology. In : *Journal of Manufacturing Science and Engineering*. 2008. Vol. 130, n° 2, p. 021017. DOI 10.1115/1.2903064.

XU, Tao, OLSON, John, ZHAO, Weixin, ATALA, Anthony, ZHU, Jian-Ming et YOO, James J., 2008. Characterization of Cell Constructs Generated With Inkjet Printing Technology Using In Vivo Magnetic Resonance Imaging. In : *Journal of Manufacturing Science and Engineering*. 2008. Vol. 130, n° 2, p. 021013. DOI 10.1115/1.2902857.

XU, Tao, PETRIDOU, Sevastioni, LEE, Eric H., ROTH, Elizabeth A., VYAVAHARE, Narendra R., HICKMAN, James J. et BOLAND, Thomas, 2004. Construction of high-density bacterial colony arrays and patterns by the ink-jet method. In : *Biotechnology and Bioengineering*. 5 janvier 2004. Vol. 85, n° 1, p. 29-33. DOI 10.1002/bit.10768.

YANG, Jun, CAI, Hong, LV, Jia, ZHANG, Ke, LENG, Huijie, SUN, Chuiguo, WANG, Zhiguo et LIU, Zhongjun, 2014. In Vivo Study of a Self-Stabilizing Artificial Vertebral Body Fabricated by Electron Beam Melting: In : *Spine*. avril 2014. Vol. 39, n° 8, p. E486-E492. DOI 10.1097/BRS.0000000000000211.

YANG, Mingyuan, LI, Chao, LI, Yanming, ZHAO, Yingchuan, WEI, Xianzhao, ZHANG, Guoyou, FAN, Jianping, NI, Haijian, CHEN, Ziqiang, BAI, Yushu et LI, Ming, 2015. Application of 3D Rapid Prototyping Technology in Posterior Corrective Surgery for Lenke 1 Adolescent Idiopathic Scoliosis Patients: In : *Medicine*. février 2015. Vol. 94, n° 8, p. e582. DOI 10.1097/MD.0000000000000582.

ZEIN, Iwan, HUTMACHER, Dietmar W., TAN, Kim Cheng et TEOH, Swee Hin, 2002. Fused deposition modeling of novel scaffold architectures for tissue engineering applications. In :

*Biomaterials*. février 2002. Vol. 23, n° 4, p. 1169-1185.

ZEIN, Nizar N., HANOUNEH, Ibrahim A., BISHOP, Paul D., SAMAAAN, Maggie, EGHTEHAD, Bijan, QUINTINI, Cristiano, MILLER, Charles, YERIAN, Lisa et KLATTE, Ryan, 2013. Three-dimensional print of a liver for preoperative planning in living donor liver transplantation: Three-Dimensional Printing. In : *Liver Transplantation*. décembre 2013. Vol. 19, n° 12, p. 1304-1310. DOI 10.1002/lt.23729.

ZHENG, Jia-Ping, LI, Chu-Zhong, CHEN, Guo-Qiang, SONG, Gui-Dong et ZHANG, Ya-Zhuo, 2018. Three-Dimensional Printed Skull Base Simulation for Transnasal Endoscopic Surgical Training. In : *World Neurosurgery*. mars 2018. Vol. 111, p. e773-e782. DOI 10.1016/j.wneu.2017.12.169.

ZOPF, David A., HOLLISTER, Scott J., NELSON, Marc E., OHYE, Richard G. et GREEN, Glenn E., 2013. Bioresorbable Airway Splint Created with a Three-Dimensional Printer. In : *New England Journal of Medicine*. 23 mai 2013. Vol. 368, n° 21, p. 2043-2045. DOI 10.1056/NEJMc1206319.



**Nom :** BLAUD

**Prénom :** Emmanuelle

**Sujet :** UTILISATION DE L'IMPRESSION 3D EN MÉDECINE VÉTÉRINAIRE ET APPLICATIONS POSSIBLES CHEZ LES ANIMAUX EXOTIQUES.

**Résumé :** L'impression tridimensionnelle (3D), également connue sous le nom de fabrication additive ou de prototypage rapide, est une technologie apparue à la fin du XX<sup>ème</sup> siècle. Ce procédé de fabrication, basé sur des modèles informatiques 3D, permet la reconstruction d'un objet 3D par l'ajout couche par couche de matériaux. Elle a rapidement suscité l'engouement notamment en médecine. Peu présente encore en médecine vétérinaire, son utilisation progresse rapidement ces dernières années. La modélisation tridimensionnelle de structures complexes en fait un véritable outil médical complémentaire pour les vétérinaires. Aujourd'hui, elle se développe autour de quatre grandes applications : la planification chirurgicale, la conception d'outils chirurgicaux, la fabrication d'implants et de prothèses, et l'éducation. Ces applications sont particulièrement intéressantes en médecine des animaux exotiques où les vétérinaires sont en permanence confrontés à des espèces différentes. Elle offre de nouvelles alternatives thérapeutiques et de formation en s'adaptant à chaque espèce. Cette étude présente les rapports de cas publiés ces dernières années en médecine et les principales perspectives futures pour les vétérinaires.

**Mots clés :** Impression tridimensionnelle ; modèle 3D ; éducation ; guides chirurgicaux ; implants, prothèses ; animaux exotiques

---

**Title:** USE OF 3D PRINTING IN VETERINARY MEDICINE, AND POSSIBLE APPLICATIONS IN EXOTIC ANIMALS

**Abstract:** Three-dimensional (3D) printing, a.k.a additive manufacturing or rapid prototyping, appeared at the late 20<sup>th</sup> century. This manufacturing process is based on 3D computer models and allow the reconstruction of a 3D object by layer-by-layer addition of materials. It quickly became popular, especially in medicine. Although not widely used in veterinary medicine yet, it has gained ground in recent years. Three-dimensional modelling of complex structures has become a true complementary medical tool for veterinarians and has broadened the scope of possibilities. Today, in term of use, there are four main applications: anatomic models for surgical planning, surgical guides, implants and prosthetics manufacturing and education. These applications are particularly helpful in exotic animal medicine where veterinarians have to treat many different species. It offers new therapeutic and training alternatives by adapting to each species. This study presents case reports published in recent years in medicine and the main future prospects for veterinarians.

**Key words:** 3D printing; 3D model; education; surgical guides; implants; prosthetics; exotic animals